

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und -Marburg GmbH,

Standort Marburg

Geschäftsführende Direktorin:

Prof. Dr. H. Korbmacher-Steiner

Abteilung für Zahnerhaltungskunde

Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

Beeinflussung des Verbunds von Dentin und Kompositinlays durch das Befestigungsprotokoll

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität

vorgelegt von

Patrizia Bernadette Pracht

aus Bad Soden am Taunus

Marburg an der Lahn 2020

Angenommen vom Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg am: 14.07.2020

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Professor Dr. H. Schäfer

Referent: Professor Dr. R. Frankenberger

Korreferent: Professor Dr. T. Auschill

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	1
2	Summary	3
3	Einleitung und Zielsetzung	5
4	Literaturübersicht	6
4.1	Prophylaxe, Kompositinlays	6
4.1.1	Restaurationsformen: Krone, In- bzw. Onlays, direkte Füllungen	7
4.1.2	Kompositinlays und Keramikinlays im Vergleich	8
4.2	Kunststoffe	9
4.3	Polymerisation	9
4.4	Adhäsive	10
4.4.1	Adhäsive Zahnheilkunde	10
4.4.2	Schmelzhaftung	12
4.4.3	Dentinhaftung	13
4.4.4	Einteilung der Adhäsive	15
4.5	Komposit	18
4.6	Befestigungskomposite	18
4.7	Qualität der Befestigung von Inlays	19
4.8	Das Rasterelektronenmikroskop	20
4.9	Fragestellung	20
5	Material und Methoden	21
5.1	Auswahl und Vorbereitung der Zähne	21
5.2	Präparation der Zähne	22
5.3	Herstellung der Kompositinlays	22
5.4	Einteilung der Versuchsgruppen	22
5.5	Vorbereitung der Kavitäten und Inlayböden	25
5.6	Befestigung der Kompositinlays	25
5.7	Sägeprozess	28
5.8	Microtensile-Test	30
5.9	Statistische Analyse	32
5.10	Untersuchung der Stäbchenoberfläche mit dem REM	34
6	Ergebnisse	35
6.1	Quantitative Auswertung	36
6.2	Auswertung der Einzel-und Obergruppenergebnisse	37
6.2.1	Gruppe 1	39
6.2.2	Gruppe 2	40
6.2.3	Gruppe 3	42
6.2.4	Gruppe 4	44
6.2.5	Gruppe 5	46

6.2.6	Gruppe 6	48
6.2.7	Gruppe 7	49
6.2.8	Gruppe 8	51
6.2.9	Gruppe 9	53
6.2.10	Gruppe 10	55
6.3	Betrachtung des Einflusses folgender Parameter auf den Komposit-Dentin-Haftverbund	57
6.3.1	Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)	57
6.3.2	Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)	59
6.3.3	Separates Belichten des Adhäsivsystems	60
6.3.4	Unterschiedliche abschließende Polymerisationsdauern	62
7	Diskussion	63
7.1	Material und Methoden	63
7.1.1	Verwendete Zähne	63
7.1.2	Lagerungen der Proben	66
7.1.3	Herstellung der Proben	66
7.1.4	Microtensile-Test	68
7.2	Diskussion der Untersuchungsergebnisse	69
7.2.1	Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)	69
7.2.2	Wahl des Befestigungskomposits: rein lichthärtende (Venus® Flow) versus dualhärtende Eigenschaften (Variolink® DC)	70
7.2.3	Separates Belichten des Adhäsivsystems	71
7.2.4	Unterschiedliche abschließende Polymerisationsdauern	73
7.3	Grenzen der Studie und weitere Aspekte	74
7.4	Klinische Relevanz	74
8	Schlussfolgerung	75
I.	Literaturverzeichnis	76
II.	Anhang	88
II.I	Tab. 6: Gruppenvergleiche mit dem Dunn-Bonferroni-Tests	88
II.II	Abbildungsverzeichnis	91
II.III	Tabellenverzeichnis	92
III.IV	Abkürzungsverzeichnis	93
	Lebenslauf	93
	Verzeichnis der akademischen Lehrer	94
	Danksagung	Fehler! Textmarke nicht definiert.
	Ehrenwörtliche Erklärung	Fehler! Textmarke nicht definiert.

1 Zusammenfassung

Ziel der Studie

Ziel der Arbeit ist es, die Kombination aus folgenden Parametern herauszufinden, die den besten Verbund zwischen Dentin und Kompositinlay herstellt:

1. Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)
2. Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)
3. Zusätzliches, separates Belichten des Adhäsivsystems
4. Dauer der Polymerisationsdauer

Material und Methoden

50 extrahierte, humane, karies- und füllungsfreie Weisheitszähne wurden randomisiert in zehn Gruppen zu je fünf Zähnen aufgeteilt. In die Zähne wurden okklusal Klasse I Kavitäten mit den Maßen von 4x4x4 mm präpariert. Anschließend wurden Kompositinlays mit dem Komposit Venus® Diamond für die Kavitäten hergestellt. Alle Kavitäten wurden 15 Sekunden mit 36 % Phosphorsäure geätzt, während die zugehörigen Inlays sandgestrahlt wurden. Diese wurden anschließend je nach Gruppenzuteilung wie folgt befestigt:

Gruppe 1: Syntac® (Heliobond nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 2: Syntac® (Heliobond nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 3: Syntac® (Heliobond nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 4: Syntac® (Heliobond härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 5: Syntac® (Heliobond härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 6: Syntac® (Heliobond härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 7: Syntac® (Heliobond nicht härten), Variolink® DC, keine Polymerisation

Gruppe 8: Syntac® (Heliobond nicht härten), Variolink® DC, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 9: Adhese® (härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 10: Adhese® (härten), Variolink® DC, Polymerisationsdauer 240 s

Obergruppe A: Adhäsivsystem Syntac® Classic, Gruppen 1 bis 8

Obergruppe B: Adhäsivsystem Adhese® Universal, Gruppen 9 und 10

Obergruppe C: Kein separates Belichten des Adhäsivs, Gruppen 1, 2, 3, 7, 8

Obergruppe D: Separates Belichten des Adhäsivs Gruppen 4, 5, 6, 9, 10

Die Polymerisation erfolgte durch eine Polymerisationslampe mit einer Wellenlänge von 400-500 nm. Für die Erhebung der Komposit-Dentin-Haftwerte wurden die Zähne mit einer Präzisionssäge in Stäbchen mit einer Fläche von circa 1x1 mm zersägt. Diese Stäbchen wurden anschließend dem Microtensile-Test unterzogen. Die Ergebnisse der

Tests wurden mit dem statistischen Computerprogramm SPSS analysiert und miteinander verglichen. Abschließend wurde das Dentin-Komposit-Interface und die Hybridschicht rasterelektronenmikroskopisch untersucht und beurteilt.

Ergebnisse

Adhese® Universal zeigte einen signifikant stärkeren Verbund als Syntac® Classic ($p < 0,05$). Der Mittelwert des Komposit-Dentin-Haftverbunds lag für die Adhese® Gruppe bei 3,37 MPa, während er bei der Syntac® Gruppe bei 0,30 MPa lag. Auch der insgesamt höchste erreichte Verbundwert war in der Adhese® Universal Gruppe mit einem Maximum von 23,39 MPa zu finden. Vergleiche zwischen Gruppe 3 und Gruppe 8 und zwischen Gruppe 9 und Gruppe 10 zeigten keine signifikanten Unterschiede in den Haftverbundwerten ($p > 0,05$). Das heißt, Venus® Flow und Variolink® DC erzielten in diesen Gruppen ähnlich hohe Ergebnisse. Der Haftverbund-Mittelwert der Obergruppe D, in dem das Adhäsiv separat belichtet wurde, war 1,47 MPa und damit signifikant höher ($p < 0,05$) als in der Obergruppe C ohne isoliertes Belichten des Adhäsivs. Hier lag der Haftverbund-Mittelwert bei 0,37 MPa. Die Haftverbundwerte folgender Gruppen, die sich lediglich im Parameter Polymerisationsdauer unterschieden, zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$): Gruppen 1, 2 und 3; Gruppen 4, 5 und 6; Gruppen 7 und 8.

Schlussfolgerung

Innerhalb der Grenzen dieser Studie können folgende Erkenntnisse festgehalten werden: Bei Kompositinlays mit einer Schichtstärke ≥ 4 mm erzielte Adhese® als Adhäsiv signifikant bessere Komposit-Dentin-Haftverbundwerte als Syntac® Classic. Trotzdem konnte keines der beiden Adhäsive unter der gegebenen Schichtstärke einen ausreichend starken Haftverbund garantieren. Unter Kompositinlays mit einer Schichtstärke ≥ 4 mm ist eine ausreichende Polymerisation nicht gesichert möglich, deshalb ist der Komposit-Dentin-Haftverbund unter solchen Inlays oft nur unzureichend. Dies kann weder durch lange Polymerisationsdauern von bis zu 240 Sekunden, noch durch dualhärtende Befestigungskomposite ausgleichend werden. Es macht demnach keinen Unterschied, ob unter Kompositinlays mit einer Schichtstärke von ≥ 4 mm rein lichthärtende oder dualhärtende Befestigungskomposite verwendet werden. Beide führen nicht zu einem sicheren Komposit-Dentin-Haftverbund. Unterschiedliche Polymerisationsdauern verändern den Haftverbund nicht. Das separate Belichten des Adhäsivs führt bei beiden verwendeten Adhäsivsystemen zu einem signifikant stärkeren Haftverbund.

2 Summary

Aim of the study

The aim of this in vitro study was to investigate whether the dentin bonding behavior of resin composite inlays is affected by the following parameters:

1. Choice of adhesive system (Syntac® or AdheSE® Universal)
2. Choice of luting composite with either solely light-curing (Venus® Flow) or dual-curing properties (Variolink®)
3. Additionally, separate light-curing of the adhesive
4. Duration of curing time

Material and methods

Fifty extracted human, caries-free and unfilled third molars were randomly assigned to ten groups (n=5). Class-I cavities with a size of 4x4x4 mm were cut. Subsequently, resin composite inlays were fabricated with the resin composite Venus® Diamond. All cavities were etched for 15 seconds with 36 % phosphoric acid while the associated inlays were sandblasted. These were then luted according to the group allocation as follows:

Group 1: Syntac® (Heliobond not cured), Venus® Flow, curing time 60 s

Group 2: Syntac® (Heliobond not cured), Venus® Flow, curing time 120 s

Group 3: Syntac® (Heliobond not cured), Venus® Flow, curing time 240 s

Group 4: Syntac® (Heliobond not cured), Venus® Flow, curing time 60 s

Group 5: Syntac® (Heliobond cured), Venus® Flow, curing time 120 s

Group 6: Syntac® (Heliobond cured), Venus® Flow, curing time 240 s

Group 7: Syntac® (Heliobond not cured), Variolink® DC, no curing

Group 8: Syntac® (Heliobond not cured), Variolink® DC, curing time 240 s

Group 9: Adhese® (cured), Venus® Flow, curing time 240 s

Group 10: Adhese® (cured), Variolink® DC, curing time 240 s

Supergroup A: Syntac® Classic, groups 1 to 8

Supergroup B: AdheSE® Universal, groups 9 to 10

Supergroup C: no separate light-curing of the adhesive, groups 1, 2, 3, 7, 8

Supergroup D: separate curing of the adhesive, groups 4, 5, 6, 9, 10

The polymerization was carried out with a light-curing unit at a wavelength of 400-500 nm. To ascertain the values of composite and dentin adhesion, teeth were cut into 1 x 1 mm beams with a precision saw. Beams were then subjected to the microtensile test. The results of the test were analyzed and compared with the statistical software

SPSS. Finally, the dentin composite interface and the hybrid layer were examined by scanning electron microscopy and evaluated for their quality.

Results

AdheSE® Universal showed a significantly stronger bond than Syntac®. The mean value of the composite-dentin bond was 3.37 MPa (\pm SD 5.39 MPa) in the AdheSE® group, while it was 0.30 MPa (\pm SD 1.3 MPa) in the Syntac® group. The highest bond value achieved was also found in the AdheSE® Universal Group with a maximum of 23.39 MPa ($p < 0.05$). Comparisons of Group 3 with Group 8 and Group 9 with Group 10 showed no significant differences in the adhesion values ($p > 0.05$). Venus® Flow and Variolink® DC achieved similar results in these groups. The average adhesion of the group in which the adhesive was cured separately was 1.47 MPa (\pm SD 3.80 MPa); and thus significantly higher than in the group without isolated curing of the adhesive ($p < 0.05$). Here the bond average was 0.37 MPa (\pm SD 1.49 MPa). The adhesion bond values of the following groups did not differ significantly from one another despite different polymerization times: Groups 1, 2 and 3; Groups 4, 5 and 6; Groups 7 and 8.

Conclusion

Within the limits of this study, the following findings can be noted: For resin composite inlays with a layer thickness ≥ 4 mm, AdheSE® achieved significantly better bond strength results than Syntac®. For composite inlays with a thickness of ≥ 4 mm, no predictable adequate polymerization through the resin is possible; therefore the composite-dentin bond is insufficient below such inlays. This could not be compensated for either by long polymerization times of up to 240 seconds or by dual-curing luting composites. Accordingly, it does not make any difference whether purely light-curing or dual-curing luting composites are used under composite inlays with a layer thickness of ≥ 4 mm. Different polymerization times do not change the adhesive performance. The separate curing of the adhesive leads to a significantly stronger bond in both adhesive systems used ($p < 0.05$).

3 Einleitung und Zielsetzung

Kompositinlays stellen eine wichtige Behandlungsmöglichkeit in der adhäsiven Zahnheilkunde dar. Sie sind eine Kombination aus Kompositfüllung und Keramikinlay, wobei sie die Vorteile der beiden vereinen. So ähnelt der E-Modul des Komposits dem des Dentins [110, 184]. Dies entspricht damit der Härte eines natürlichen Zahns, da dieser aus einem erheblich größeren Teil Dentin als Schmelz besteht. Auch ist der Antagonist des mit einem Inlay versorgten Zahns vor zu hoher Abrasion geschützt [97]. Die Kosten des Kompositmaterials sind geringer als die der Keramikinlays, obwohl beide in der Regel vom Zahntechniker individuell hergestellt werden [65]. Zugleich nutzen Kompositinlays die Vorteile indirekt hergestellter Restaurationen, zu denen die bessere Ausarbeitungsmöglichkeit unter Laborbedingungen zählt [150]. So lassen sich Approximalkontakte [181] passgenau herstellen. Zudem kann ein hoher Grad an Polymerisation erzielt werden [64], der wiederum den Gehalt an Restmonomer reduziert [37]. Auch dem stets wachsenden ästhetischen Anspruch der Patienten halten zahnfarbene Kompositinlays stand [116, 169]. Um all diese Vorteile nutzen zu können, muss ein guter Verbund zwischen Zahn und Kompositinlay sichergestellt sein [95, 130]. Dieser erfolgt durch adhäsive Befestigung, die den geschliffenen Zahn sogar stärken kann und so Zahnfrakturen vorbeugt [61, 178]. Es stehen sowohl unterschiedliche Adhäsivsysteme als auch unterschiedliche Befestigungsmaterialien zur Verfügung.

In dieser Dissertationsarbeit soll das Mehrflaschenadhäsiv Syntac® mit dem Einfaschensystem Adhese® Universal verglichen werden. Zudem soll erforscht werden, wie sich die Polymerisationsdauer auf den Verbund von Dentin und einem Kompositinlay auswirkt. Ferner soll untersucht werden, ob es sinnvoll ist, das Adhäsiv isoliert zu polymerisieren. Die bisherige Studienlage liefert dazu aktuell keine eindeutige Empfehlung [25, 58, 60, 74, 140], sodass es für den Behandler sehr schwer ist, sich in der Klinik für oder gegen das separate Belichten des Adhäsivs zu entscheiden. Des Weiteren wird das rein lichthärtende Venus® Flow mit dem dualhärtenden, also chemisch und lichthärtenden Variolink® verglichen. Ziel der Arbeit ist es, die Kombination der Parameter herauszufinden, die den besten Verbund zwischen Dentin und Kompositinlay herstellen, und den einen oder anderen Mythos der adhäsiven Befestigung zu widerlegen. Damit sollen die Ergebnisse dieser Arbeit Zahnärzten mehr Sicherheit in der alltäglichen Anwendung von adhäsiven Befestigungen geben. Zudem soll diese Studie dazu beitragen, dass die Patienten durch bestmöglich befestigte Inlays langjährig zuverlässig versorgt sind.

4 Literaturübersicht

4.1 Prophylaxe, Kompositinlays

Die Gesunderhaltung des naturgesunden bzw. des kariesfreien, sanierten Gebisses ist das zentrale Ziel der Zahnerhaltung. Dabei spielt die Kariesprophylaxe eine wichtige Rolle [70]. Dies erkannte Oscar Müller schon 1949 und bezeichnete die Prophylaxe als die vornehmste Aufgabe in der konservierenden Zahnheilkunde [118]. Durch die Primärprophylaxe kann die Entstehung von kariösen Läsionen vermieden werden. Im Jahr 2016 wurde eine S2k-Leitlinie herausgegeben, die sich mit der Kariesprophylaxe bei bleibenden Zähnen beschäftigt und sieben konkrete Punkte der Primärprophylaxe benennt:

1. Mechanische Verfahren zur Reduzierung des Biofilms durch zweimal tägliches Zähneputzen mit fluoridhaltiger Zahnpasta
2. Bei Bedarf chemische Beeinflussung des Biofilms durch Anwendung von Chlorhexidin-Lack mit mindestens 1 % CHX
3. Prophylaxeprogramme
4. Fluoridierungsmaßnahmen wie fluoridiertes Speisesalz
5. zuckerarme Ernährung
6. Speichelstimulation durch Kauen von zuckerfreien Kaugummi vor allem nach Mahlzeiten
7. Versiegelung kariesgefährdeter Fissuren [70]

Kommt es trotzdem zu kariösen Läsionen, ist es Aufgabe der Sekundärprophylaxe diese wenn möglich zu remineralisieren, beziehungsweise ihre Progression beispielsweise durch Restaurationen aufzuhalten. Zwar verzeichnet die fünfte Deutsche Gesundheitsstudie einen Rückgang von kariösen Zähnen [30], doch trotz allen Prophylaxebemühungen ist Karies immer noch eine häufig auftretende Krankheit, die viele Erwachsene weltweit betrifft [65]. Gerade im Seitenzahnbereich lösen Primärkaries und insuffiziente Restaurationen oft umfangreiche Verluste der Zahnhartsubstanz aus [26]. Patienten legen heutzutage erhöhten Wert auf ästhetisch ansprechenden Zahnersatz [116, 141]. Amalgamrestaurationen werden zunehmend auch im kaulasttragenden Seitenzahnbereich mit optisch unauffälligeren Restaurationen aus Komposit und Keramik ersetzt [9, 48, 111, 159], da diese dem ästhetischen Anspruch der Patienten gerecht werden und so zur Zufriedenheit der Patienten und zu einem guten Behandler-Patienten-Verhältnis führen [49].

4.1.1 Restaurationsformen: Krone, In- bzw. Onlays, direkte Füllungen

Die zahnfarbenen Materialien können in unterschiedlichen Restaurationsformen verarbeitet werden: als Kronen, In- bzw. Onlays und direkte Füllungen. Jede Restaurationsform hat Vor- und Nachteile und sich daraus ergebene Indikationsgebiete. Im Vergleich zur klassischen Krone ist der größte Vorteil des Inlays die zahnhartsubstanzschonende Präparation, welche sich am eigentlichen Zahndefekt orientiert und so minimalinvasiv ist [65,184]. Bei der Kronenpräparation muss viel mehr, zum Teil auch gesunde Zahnhartsubstanz entfernt werden [40]. Das Ziel der modernen Zahnerhaltung, möglichst zahnhartsubstanzschonend die von Karies befallenen Zähne zu restaurieren [126], kann deshalb besser mit Inlays als mit Kronen realisiert werden. Auch im Vergleich zu direkten Füllungen gibt es Vor- und Nachteile der Inlay-Restoration. Die jährliche Versagensquote von indirekten Restaurationen wird laut aktueller Studienlage im Vergleich zu direkten Techniken als gleich hoch [145, 167] oder sogar signifikant geringer [111] angegeben. Der Indikationsbereich von direkten Kompositfüllungen wird immer größer, sodass die Wichtigkeit von indirekten Restaurationen zu Gunsten von direkten Restaurationsmöglichkeiten abnimmt [9, 111]. Auch die aktuelle S1-Handlungsempfehlung sieht die Indikationen für direkte Kompositrestaurationen als ausgeweitet an, sodass diese den Indikationsbereich von Inlays mit abdecken können [45]. Der größte Nachteil von direkten Kompositrestaurationen ist die Polymerisationsschrumpfung, die trotz adhäsiver Verankerung zu Randspalten und damit zu Sekundärkaries führen kann [49]. Bei indirekten Restaurationen hingegen ist durch die extraorale Zugänglichkeit des Werkstücks eine optimale Polymerisation von allen Seiten möglich [64]. Dies ist besonders wichtig, da auch bei indirekten Restaurationen der Restmonomergehalt die Pulpa reizt und dieser deshalb möglichst gering sein sollte [37]. Zudem beschränkt sich so die Polymerisationsschrumpfung bei Inlays auf den Bereich des Befestigungskomposits [34]. Ein weiterer Vorteil der extraoralen Zugänglichkeit ist die Möglichkeit der optimalen Ausarbeitung und der Herstellung von passgenauen Approximalkontakten unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse [150, 181]. So sind vor allem große okklusale Defekte im Seitenzahnbereich, die den Approximalraum miteinbeziehen, Indikation für Kompositinlays [84, 103]. Zusätzliche Bearbeitung der Kompositinlays mit Hitze, Licht oder Druck kann die Polymerisation verstärken und auf diese Weise zu besseren mechanischen Eigenschaften und besserer Verschleißfestigkeit der Kompositinlays führen [181]. Gerade in kleineren Kavitäten haben Inlays eine hohe Randdichtigkeit und eine geringe Rate von Verfärbungen an den Restaurationsrändern [64].

Als Materialien für Inlays mit natürlicher Zahnfarbe stehen Keramik und Komposit zur Verfügung [65, 96]. Sowohl Keramik- als auch Kompositinlays haben zufriedenstellende klinische Erfolgsraten auch bei der Wiederherstellung tiefzerstörter Zähne [95, 98].

4.1.2 Kompositinlays und Keramikinlays im Vergleich

Im Gegensatz zu Keramikinlays, die zu einer erhöhten Abrasion am Antagonisten führen, haben Kompositinlays keinen negativen Effekt auf diesen [97]. Zudem ist die Herstellung von Keramikinlays zeitlich aufwendig, Kompositinlays hingegen sind deutlich schneller herzustellen, auch weil sie leichter zu polieren sind. Deshalb sind diese sowohl vom Material als auch in der Herstellung günstiger als Keramikinlays [65]. Ein weiterer Vorteil von Kompositinlays ist, dass eine geringere schädliche Belastung an die okklusale Oberfläche weitergegeben wird [110]. So liegt weniger Zugspannung auf der Oberfläche und den Rändern der Restauration [110]. Andererseits haben Keramikinlays einen besseren potentiellen Schutz gegen Debonding am Dentin-Komposit-Interface [110]. Denn umso flexibler das Restaurationsmaterial ist und umso niedriger sein E-Modul ist, desto mehr Spannung herrscht am Dentin-Komposit-Interface [110, 184]. Folglich geben Inlays aus Keramik im Vergleich zu denen aus Komposit weniger Belastung an die Zahnstrukturen ab [187, 184]. Außerdem zeigen Keramikinlays eine bessere anatomische Form der Oberfläche und eine höhere Integrität der Restauration [64].

Obwohl Kompositinlays zufriedenstellende klinische Erfolgsraten vorweisen können [36, 95, 98], scheinen Keramikinlays denen aus Komposit überlegen [26].

Eine spezielle Form der Inlays sind die direkt hergestellten Inlays. Hierbei entfällt sowohl die Abdrucknahme als auch die eventuell nötige temporäre Versorgung, da das Inlay direkt in der Präparation hergestellt und in derselben Sitzung befestigt wird [171]. Die aktuelle Studienlage ist nicht eindeutig, ob die direkten Inlays den indirekten überlegen sind. Laut einiger Studien ist die Versagensrate der beiden Arten ähnlich, deshalb schlussfolgern manche Autoren, dass die teurere und zeitintensivere Methode der indirekten Herstellung nicht gerechtfertigt ist [171]. Gleichzeitig existieren Studien, welche die indirekte Herstellung von Inlays verteidigen, da sie einen Vorteil bei dem Polymerisationsgrad haben sollen [28]. Unumstritten ist hingegen, dass die Zahnhartsubstanz geschont wird, wenn das Inlay in der ersten Sitzung permanent befestigt und eine temporäre Versorgung damit überflüssig wird [53, 171].

4.2 Kunststoffe

Kunststoffe sind synthetisch hergestellte Stoffe, die aus Polymeren bestehen. Diese sind wiederum durch Verknüpfung von vielen kleinen Monomeren entstanden [68]. Ab einer relativen Molekülmasse von über 10.000 Monomeren spricht man von Makromolekülen [92]. Meist sind diese aufgrund ihrer Kohlenstoffgerüste in der Hauptkette organische Verbindungen [105]. Die Eigenschaften von Kunststoffen werden vor allem von ihrem strukturellen Aufbau, also ihrer Größe und Gestalt, und dem Grad ihrer Vernetzung bestimmt [92]. Deshalb sind Kunststoffe vielseitig und können für verschiedene Anforderungen angepasst oder sogar maßgeschneidert werden. Folglich ist das Einsatzgebiet von Kunststoffen in der Zahnmedizin vielfältig: Es erstreckt sich von einfachen Hilfsmitteln in der Zahntechnik bis hin zu komplexen Systemen in der klinischen Anwendung, zu denen Restaurationsmaterialien, Adhäsive und Befestigungskomposite zählen [146].

4.3 Polymerisation

Die Synthese von Kunststoffen basiert auf der Verknüpfung vieler kleiner ungesättigter Monomere zu ketten- oder netzförmigen Makromolekülen. Bei der Polymerisation werden Monomere mit Doppelbindung zu Polymeren verknüpft, dabei entstehen keine Nebenprodukte. Die Polymerisation ist in drei Phasen, Start, Wachstum und Abbruch der Reaktion eingeteilt [105]. In der Zahnmedizin ist die radikalische Polymerisationsreaktion von Bedeutung, welche durch Zufuhr von Energie ausgelöst wird. Diese kann in Form von Wärme, Licht, erhöhtem Druck oder Katalysatoren zugeführt werden. Die angewendete Energie wirkt in der Startphase auf einen Initiator innerhalb des Kunststoffes und spaltet diesen in zwei freie Radikale auf [49]. Initiatoren sind generell Moleküle, die Atombindungen mit niedriger Bindungsenergie aufweisen und unter bestimmten Konditionen, wie beispielsweise beim Zuführen von Energie, Radikale bilden. In der folgenden Wachstumsphase spalten diese Radikale Kohlenstoffdoppelbindungen der Monomere unter Ausbildung von Kohlenstoffeinfachbindungen auf, deshalb müssen Monomere mindestens eine reaktionsfähige Kohlenstoffdoppelbindung (π -Bindung) vorweisen. Durch Verknüpfung gleichartiger Monomere entstehen lineare Kettenmoleküle. Diese können sich durch Nebenreaktionen verzweigen. Entstehende Makromoleküle bestehen ausschließlich aus Kohlenstoffketten. Während der Vernetzung von Monomeren zu Polymeren verringert sich der intramolekulare Abstand, da sich die Moleküle neu und vor allem enger in den Polymeren anordnen, folglich kommt es zu Polymerisationsschrumpfung. Diese ist umso geringer, desto höher die Molekülmasse ist. Zum Abbruch der Reaktion kommt es, wenn zwei Radikale aufeinandertreffen. Noch nicht umgesetzte Monomere gelten als

Restmonomere, deren Gehalt in der Mundhöhle besonders gering sein sollte, um eine Pulpareizung zu vermeiden [37].

Bei Restauration mit Kompositinlays findet an mehreren Stellen eine licht- und/oder chemisch-initiierte Polymerisation statt. Einerseits muss das Kompositinlay durch Polymerisation ausgehärtet werden, andererseits wird dieses durch Polymerisation des Adhäsivs und des Befestigungskomposits in der Kavität mit der Zahnschubstanz verklebt.

4.4 Adhäsive

4.4.1 Adhäsive Zahnheilkunde

Im letzten Jahrhundert wurde die Zahnheilkunde durch die Adhäsivtechnik revolutioniert [106]. Sie ermöglicht eine minimal-invasive Restaurierung von Zähnen in der Zahnerhaltung, da durch die Adhäsivtechnik auf Retentionen bei der Präparation weitestgehend verzichtet werden kann und so gesunde Zahnschubstanz geschont wird. Zudem wird Mikroleakage, welches häufig zu Sekundärkaries führt, verringert bzw. vollständig verhindert [22, 49, 155]. Zur Minimalinvasivität in der konservierenden Zahnheilkunde gehören die Kariesprävention, die Exkavation von Karies, die Präparation, die Langlebigkeit von Restaurationen sowie Reparaturmaßnahmen an diesen. Grundlegend dafür ist die Adhäsivtechnik [51]. Zudem ist sie auch in der restlichen modernen Zahnmedizin eine wichtige Säule: Sie ermöglicht viele alltägliche Behandlungsverfahren in benachbarten Gebieten der Zahnerhaltung wie der ästhetischen, der präventiven und der pädiatrischen Zahnheilkunde, der Kieferorthopädie, der Prothetik und auch der Endodontie [137, 161, 164]. Das Fundament der modernen Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin wurde 1955 von Buonocore gelegt. Wichtig hierfür war seine Erkenntnis, dass durch Säureanwendung die Oberfläche von Schmelz verändert wird und diese deshalb anschließend Adhäsive aufnehmen kann [20, 155]. Da Komposite keine eigene Haftung zu Schmelz oder Dentin aufnehmen können, müssen dentale Adhäsive diese Aufgabe übernehmen und einen sicheren Verbund zwischen Zahn und Komposit herstellen. Sie fungieren demnach als Verankerungsmedium [52, 113]. Diese Eigenschaft unterstreicht auch das Wort Adhäsiv, welches sich vom lateinischen Wort *adhaerere* ableiten lässt und *anhaften* bedeutet [158]. Adhäsivsysteme sollten direkte und indirekte Restaurationen befestigen, die Undichtigkeit der Ränder minimieren, einfach in der Anwendung sein und gleichzeitig konstant gute Ergebnisse erzielen [78]. Adhäsion ist das Haften unterschiedlicher Substanzen aneinander im engen Kontakt durch molekulare Anziehungskräfte. Dabei ist das Adhärens die aufnehmende Fläche und das Adhäsiv die flüssige [21, 38]. Der Verbindung dieser Substrate erfolgt durch einen mechanischen, mikroretentiven Verbund an rauen und porösen Materialoberflächen [113]. Das Adhäsiv füllt

Unregelmäßigkeiten in der Oberfläche aus und dringt in Mikroporositäten des Adhärens ein, auf diese Weise entsteht eine mechanische Adhäsion [173]. Theoretisch können Adhärens und Adhäsiv auch eine chemische Bindung eingehen oder durch schwache Anziehungskräfte zusammengehalten werden. Diese Phänomene sind jedoch für dentale Adhäsive nur wenig und nicht ausreichend belegt [38, 175]. Enger Kontakt ist eine fundamentale Voraussetzung für eine dauerhafte Verbindung. Damit sich die Flächen nicht nur an gewissen Punkten berühren, werden dünnfließende Lösungen als Adhäsiv benutzt, die das Adhärens gut benetzen. Das Adhärens sollte eine möglichst hohe Oberflächenenergie aufweisen, das Adhäsiv hingegen niedrigviskos sein. Denn das Adhäsiv kann sich gut auf der Oberfläche des Adhärens ausbreiten, wenn die Oberflächenspannung des Adhäsivs geringer ist als die Oberflächenenergie des Adhärens. Dabei dient die Rauigkeit des Adhärens als Oberflächenvergrößerung und kann zur mikromechanischen Retention genutzt werden [38, 50]. Adhäsive sind zusammengesetzt aus Monomeren, die sowohl hydrophile als auch hydrophobe Gruppen aufweisen. Während die hydrophilen Gruppen für die Benetzbarkeit der Zahnhartsubstanz sorgen, erlauben die hydrophoben Gruppen eine Interaktion und Polymerisation mit den Restaurationsmaterialien [155]. Ähnlich wie bei Kompositen ist auch bei Adhäsiven die polymerisierte Matrix für deren Struktur verantwortlich. Damit beeinflusst sie physisch-mechanische Eigenschaften, wie beispielsweise die Festigkeit des Adhäsivs. Die einzelnen Monomere sollten deshalb als die wichtigsten Komponenten der Adhäsive angesehen werden. Sie sind Schlüsselbestandteil der Adhäsive [178]. Neben Funktions- und Vernetzungsmonomeren beinhalten dentale Adhäsive ein Photoinitiatorsystem für die Polymerisation, durch das die physisch-mechanische Verankerung des Dentin-Komposit-Interfaces sichergestellt wird [125].

Mitte der 1960er Jahre wurden die ersten Komposite als Restaurationsmaterialien kommerziell verkauft. In den frühen 1970er Jahren folgte dann die Einführung der Säure-Ätz-Technik, die eine sichere Schmelzhaftung ermöglichte. In den 1990er Jahren wurde dann endgültig von rezeptiven Restaurationsmaterialien auf zahnerhaltende Adhäsivtechnik umgestellt [176]. Seitdem gibt es einen andauernden Entwicklungsprozess von neuen Adhäsivsystemen mit dem Ziel einer konstant guten Haftung zwischen Komposit und Zahn [178].

Die Haftung an Schmelz und Dentin wird durch verschiedene Arbeitsschritte und Komponenten des Adhäsivs erreicht [49, 50]. Diese sind notwendig, da die beiden Zahnhartsubstanzen unterschiedliche anatomische Voraussetzungen und daraus entstehende Herausforderungen bei der Haftung mitbringen.

4.4.2 Schmelzhaftung

Schmelz besitzt einen anorganischen Anteil von bis zu 98 %, der Rest besteht aus organischen Strukturen und Wasser [161]. Damit ist der Schmelz die härteste Substanz des menschlichen Körpers. In ihm bilden Kalzium und Phosphat-Hydroxylapatitverbindungen, die in Form kleiner Kristalle vorliegen. Jeder dieser Kristalle ist im Querschnitt annähernd hexagonal. Von der Seite können sie als Stäbchen betrachtet werden. Etwa 100 dieser Kristalle liegen im Querschnitt zusammengefügt und bilden die sogenannten Schmelzprismen. Die Ausrichtung der Kristalle innerhalb der Prismen ist unterschiedlich. Die sich im Kern des Prismas befindlichen Kristalle sind in ihrer Längsachse parallel zur Längsachse ihres Prismas. Je weiter die Kristalle am Rand des Prismas liegen, umso größer wird der Winkel zwischen ihrer Längsachse und der ihres Prismas [77]. Schmelzprismen sind abhängig von ihrer Lokalisation unterschiedlich säurelöslich, deshalb entsteht beim Ätzen eine raue Struktur. Das retentive Ätzmuster entsteht vor allem, wenn Prismen quer angeschnitten werden und deshalb die Oberfläche vergrößert wird. Eine Konditionierung mit Phosphorsäure von 30-40 % für 30 Sekunden hat sich am effektivsten erwiesen [56, 135, 136]. Bei weniger als 30 % entstehen weniger lösliche Präzipitate und bei Konzentrationen über 40 % wird weniger Kalzium aus den Kristallen gelöst, zudem wird das Ätzmuster ungewollt flacher [50]. Bei Konditionierung mit selbstätzenden Adhäsiven erzeugen saure Monomermischungen im Primer mit pH-Werten unter 2 ein Ätzmuster [136]. Dieses ist jedoch viel schwächer als bei der Phosphorsäureätzung [63, 80, 127, 179]. Pro Ätztvorgang mit Phosphorsäure werden 10µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen. Darunter wird eine 50µm tiefe Rautiefe erzeugt, die das Ätzmuster bildet [63]. Die äußerste 20-30µm Schmelzschicht ist prismenfrei, da die Kristalle in dieser sehr dicht und parallel zur Oberfläche liegen. Gerade bei Fissuren sollte deshalb 60 Sekunden geätzt werden, um ein ausreichendes Ätzmuster zu erzielen [50]. Weil das Ätzmuster eine hohe Energie an der Oberfläche und zudem Mikroretentionen aufweist, können Adhäsive jene benetzen [12, 20, 136, 173, 179]. Gleichzeitig ist diese hochaktive Schmelzoberfläche deshalb jedoch anfällig für Verschmutzung durch Blut, Speichel und Sulkusflüssigkeit und muss ausreichend vor dieser durch eine sicherer Trockenlegung geschützt werden. Durch Photopolymerisation wird das Adhäsiv ausgehärtet und es entsteht eine innige Verflechtung mit dem Zahnschmelz [155]. Diese Haftung ist ausreichend um der Polymerisationsschrumpfung des Restaurationskomposits ausreichend entgegenzutreten [49]. Eine so erzielte Schmelzhaftung gilt als sehr zuverlässig [104].

4.4.3 Dentinhaftung

Dentin ist im Gegensatz zu Schmelz ein lebendes Gewebe, das weniger stark mineralisiert ist. Der Anteil an anorganischem Material liegt bei bis zu 70 %, der organische Anteil beträgt 20 %, zudem besteht Dentin aus 10 % Wasser, was das gesamte Dentin hydrophil macht [77]. Dentin wird von Odontoblasten gebildet, die lebenslang in der gesunden Zahnstruktur vorhanden sind und neues Dentin bilden können [16, 28]. Dentin, das während der Zahnembryogenese gebildet wird, heißt Primärdentin. Wird es hingegen erst danach gebildet, wird es Sekundärdentin genannt. Als dritte Form gibt es das sogenannte Tertiärdentin, welches als Reaktionsprodukt lokaler Reize entsteht und deshalb auch Reizdentin genannt wird. Es entsteht zum Beispiel bei Karies oder Abrasion, um die Pulpa zu schützen [3, 16, 109, 153]. Dies ist möglich, da Odontoblasten sensorische Zellen sind, die externe Stimuli vernetzen können und reaktiviert werden, um beispielsweise reaktionäres Dentin unter milder Karies zu sekretieren. Zudem geben sie dem Dentin eine sensorische Funktion, die sich zum Beispiel bei tiefergehender Karies als Schmerz beim Patienten äußert [16]. Die Körper der Odontoblasten liegen in der Zahnpulpa. Von dort ziehen sich ihre Zellfortsätze Richtung Schmelz durch die sogenannten Dentintubuli oder -kanälchen [166]. So können sie das Dentin ernähren und innervieren. Die Dentintubuli sind mit Dentinliquor gefüllt, einer in der Pulpa gebildeten extrazelluläre Gewebsflüssigkeit mit organischen Substanzen. Dieser sorgt auch für die Permeabilität des Dentins [71]. In den Tubuli herrscht ein nach außen gerichteter physiologischer Druck [31]. Dentin und Pulpa sind jedoch nicht nur durch Odontoblasten verbunden, sie bestehen histologisch, embryologisch und funktionell aus demselben Gewebe und werden deshalb von manchen Autoren als Pulpa-Dentin-Komplex angesehen [121, 131, 169]. Der organische Teil des Dentins besteht hauptsächlich aus einem dichten Geflecht von Kollagenfasern, in welches das Hydroxylapatit eingelagert ist. Insgesamt ist die Struktur im Vergleich zum Schmelz wesentlich unregelmäßiger [1]. Die Dentintubuli werden von peritubulären Dentin umgeben und von intertubulären Dentin voneinander getrennt. Die Kristalle im peritubulären Dentin sind kleiner und dichter gelagert als im intertubulären. Zudem enthält ihre organische Matrix kaum Fasern. Deshalb ist das peritubuläre Dentin stärker mineralisiert und folglich besser mit Säure zu ätzen [50, 77]. Dentin gilt als poröses, flüssigkeitsgefülltes Gewebe mit tubulären Strukturen [131, 136]. Eine seiner Aufgaben ist, den darüber liegenden spröden Schmelz mechanisch zu unterstützen. Wenn die Oberfläche vom Schmelz oder Zement jedoch durch Trauma oder Krankheiten angegriffen wurde und nicht mehr dicht ist, wird aus der mechanischen Unterstützung des Dentins ein Zugang von der Mundhöhle direkt in die Pulpa. Diese offen liegenden

Dentinwunden müssen geschlossen werden, um eine Verbindung zu vermeiden. Sonst kann es zur Spaltbildung und daraus resultierenden Pulpairritationen kommen [129].

Zusammenfassend ist demnach vor allem der anatomische Aufbau des Dentins dafür verantwortlich, dass die Adhäsion am Dentin schwieriger als am Schmelz ist. Die wichtigsten Faktoren sind dabei der hohe organische Anteil, die tubuläre Struktur, die odontoblastischen Prozesse, die intrinsische Feuchtigkeit, der intratubuläre Druck und die Permeabilität des Dentins [104, 113]. Deshalb ist die Dentin-Haftung mit Adhäsiven nicht so vorhersehbar und die Technik auch wesentlich jünger als die Schmelzhaftung [161].

Ziel der Adhäsion ist es, das hydrophobe Komposit mit dem hydrophilen Dentin in innigen Kontakt zu bringen. Nach jeder mechanischen Bearbeitung entsteht jedoch eine Schmierschicht auf dem Dentin, die den direkten Kontakt zwischen Adhäsiv und Dentin verhindert und deshalb zunächst entfernt werden muss [173]. Versuche, eine Haftung an dieser Schmierschicht zu erzielen, sind gescheitert, da diese keinen stabilen Verbund zum Dentin vorweisen kann. Es gibt zwei Möglichkeiten die Schmierschicht zu entfernen [155]. Einerseits kann Phosphorsäure appliziert werden und nach einer kurzen Einwirkzeit von 15-20 Sekunden abgesprüht werden. Andererseits kann die Applikation von sauren Monomerlösungen die Schmierschicht erfolgreich auflösen [165]. Das Kollagen Netzwerk, welches durch die Ätzung freigelegt wird, hat eine geringere Oberflächenenergie als geätzter Schmelz und ist sehr instabil. Zu langes Trocknen lässt das Kollagen Netzwerk beispielsweise zusammenbrechen. Die geringe Oberflächenenergie und die intrinsische Feuchtigkeit erschweren es, dass das Adhäsiv in dieses Kollagen Netzwerk einfließt [12]. Diese Herausforderung kann durch amphiphile Moleküle des Primers bewältigt werden. Ihr hydrophiles Ende dringt in das feuchte Kollagen Netzwerk ein, während das kurzkettige hydrophobe Ende mit anderen Monomeren des Adhäsivs polymerisiert werden kann [136, 49]. Das Adhäsiv hat dabei die Aufgabe des Haftvermittlers. Es ist hydrophob und besitzt längere Monomere, die das Kollagen durch Polymerisation stabilisieren und die Hybridschicht bilden. Es fließt in die eröffneten Tubuli und bildet zusammen mit den Monomeren des Primers sogenannte Kunststofftags, wodurch das Dentin versiegelt wird [50]. Um die Polymerisation durch Lichthärtung starten zu können, sind Fotoinitiatoren Bestandteil des Adhäsivs, diese lösen zudem die Polymerisation der Primer-Monomere aus. Dunkelhärtende Adhäsive sind dualhärtend und haben deshalb neben den Fotoinitiatoren noch chemische Katalysatoren als Bestandteil [49].

Zusammenfassend gehören zur Adhäsivtechnik demnach vier Arbeitsschritte:

1. Schmelzätzung, die den Schmelz konditioniert
2. Dentinkonditionierung durch Phosphorsäure oder saure Primer-Lösung, welche das Kollagen Netzwerk freilegt
3. Dentinpriming, welches das Dentin benetzbar macht, das freigelegte Kollagen Netzwerk durchdringt und die Hybridschicht bildet
4. Applikation des Adhäsivs, welche sowohl die Hybridschicht stabilisiert als auch eine mikromechanische Verankerung im geätzten Schmelz und eine Verbindung zum Komposit herstellt [50]

Es existieren viele Adhäsivsysteme, die dahingehend unterschieden werden können, auf welcher Weise sie die aufgeführten Schritte umsetzen und mit den natürlichen Zahnstrukturen interagieren [155].

4.4.4 Einteilung der Adhäsive

Zurzeit sind Adhäsivsysteme in drei große Gruppen aufgeteilt. Zur ersten Gruppe zählen die Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme. Wie der Name bereits andeutet, wird bei solchen Systemen die Zahnhartsubstanz zunächst mit Phosphorsäure konditioniert. In einem nächsten Schritt wird diese sorgfältig abgespült, bevor anschließend das Adhäsiv aufgetragen wird [127, 175]. Die zweite Gruppe bilden die Self-etch-Adhäsive. Diese beinhalten saure Monomere, welche den Zahn nahezu gleichzeitig demineralisieren und vorbehandeln, was primen genannt wird [127, 154]. Zusammen zählen die ersten zwei Gruppen zu den sogenannten Volladhäsiven [52]. Ihnen ist gemein, dass sie eine Hybridschicht bilden. Diese ist das Ergebnis der Vorbehandlung des porösen Schmelzes und Dentins [127]. Beide Gruppen können nach Anzahl der für den kompletten Adhäsionsprozess notwendigen Schritte weiter unterteilt werden: So lässt sich die erste Gruppe in Zwei- und Drei-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsive und die zweite Gruppe in Ein- und Zwei-Schritt-Self-etch-Adhäsive unterteilen, je nachdem ob Primer und Bonding als separate oder kombinierte Komponenten angeboten werden [22, 117, 127]. Als dritte Gruppe gelten die Glasionomerzemente, die eine natürliche Haftung zum Zahn aufbauen können und deshalb kein eigenes Adhäsivsystem brauchen [155, 122]. 2017 wurde eine neue Familie von Dentinadhäsiven eingeführt. Diese werden Universal- oder Multi-mode- Adhäsive genannt und können sowohl als Etch-and-rinse- als auch als Self-etch-Adhäsive verwendet werden [135, 155]. Auch eine Kombination der beiden Herangehensweisen innerhalb einer Restauration ist möglich, indem Dentin und Schmelz separat bearbeitet werden [135]. Die zwei Hauptstrategien Etch-and-rinse und Self-etch haben beide ihre eigenen Vor- und Nachteile. Anfang der 2000er Jahre hat sich der Markt vor allem in Richtung der Self-etch-Materialien entwickelt, die den

separaten Ätzschritt einsparen und damit assoziiert sind, weniger häufig postoperative Sensibilität zu verursachen [78, 161]. Diese Eigenschaft ist damit zu erklären, dass das Dentin im selben Schritt demineralisiert und vom Primer benetzt wird. Damit kann der Primer die Strecke bis zum unveränderten Dentin zeitgleich zum Ätzen zurücklegen. Die nicht von Primer-Monomeren umhüllten organischen Strukturen werden hydrolytisch zersetzt. Dies sorgt für höhere Randundichtigkeit im Dentin und äußert sich klinisch in dem Auftreten von Hypersensibilitäten [139]. Folglich liefern die Self-etch-Adhäsive einen besseren und vorhersehbareren Haftverbund zum Dentin [114] und sind damit vor allem bei direkten Kompositrestaurationen indiziert, gerade, wenn diese hauptsächlich von Dentin umgeben sind [127]. Auf der anderen Seite gilt die gesamte Adhäsion von Self-etch-Systemen als schwächer [101, 78]. Dies ist hingegen der Hauptvorteil der Etch-and-rinse Methode, da die Phosphorsäure generell ein ausgeprägteres und retentiveres Ätzmuster im Schmelz erzeugt als das Adhäsiv bei der Self-etch-Methode und so zu einem zuverlässigeren Haftverbund führt. Deshalb wird die Etch-and-rinse Methode beispielsweise vor allem bei indirekten Restaurationen eingesetzt, bei denen noch ein großer Teil von Schmelz vorhanden ist [127]. Auch der Haftverbund bei Self-etch-Systemen kann durch eine zusätzliche Schmelz- und Dentin-Ätzung mit Phosphorsäure verbessert werden, dies würde jedoch einen weiteren Applikationsschritt hinzufügen [78]. Da verschiedene Studien aktuell zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen, welches System das überlegenere ist [74, 78, 175, 154], kann man annehmen, dass die Wahl zwischen Etch-and-rinse- und Self-etch- Systemen eine Angelegenheit der persönlichen Präferenz des Behandlers ist [127]. Dabei ist die Kenntnis über die Zusammensetzung, die Eigenschaften und den Mechanismus der Adhäsion für jedes Adhäsivsystem ausschlaggebend für die Auswahl des idealen Adhäsivs in der klinischen Anwendung [117]. Auch wenn die konventionellen Drei-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsive noch als zuverlässiger gelten, hat die Self-etch- Methode perspektivisch die beste Zukunft. Die Techniksensitivität ist nämlich im Wesentlichen reduziert. Vor allem milde Zwei-Schritt-Self-etch-Adhäsive, die zum Zahn eine Haftung durch eine Kombination aus mikromechanischer und chemischer Interaktion bilden, kommen fast an die Leistung von konventionellen Drei-Schritt-Systemen heran [175]. Diese Annahme lässt außerdem den Schluss zu, dass bei Universaladhäsiven der Schmelz mit der Etch-and-rinse und das Dentin mit der Self-etch- Methode behandelt werden sollte, um die Vorteile der beiden Systeme zu kombinieren [114, 135, 179]. Dieses Vorgehen stimmt mit der Auffassung überein, dass das Ätzen mit Phosphorsäure für Dentin zu aggressiv ist, da es zu viel Kollagen freilegt. Gleichzeitig wird es aber für Schmelz empfohlen, da die mikromechanische Retention immer noch den besten Haftverbund zum Schmelz herstellt [179]. Um benutzerfreundlicher, schneller und einfacher in der Anwendung zu

sein, gibt es seit langem die Tendenz, konventionelle Mehr-Schritt-Adhäsive durch Adhäsive mit weniger Komponenten zu ersetzen [161, 163, 164]. Mittlerweile existieren sogar sogenannte All-in-one-bottle-Adhäsive, welche die Adhäsion in einer Komponente und in nur einem Schritt versprechen [113, 136]. Doch gegen diesen aktuellen Trend von weniger und einfacheren Applikationsschritten haben Ein-Schritt-Systeme eine schlechtere Haftfestigkeit und scheinen weniger vorhersagbar in ihrem Haftergebnis als Multi-step-Etch-and-rinse und Self-etch-Systeme zu sein [17, 127]. Da Single-bottle-Adhäsiven eine genügend hydrophobe Haftschrift fehlt, verhalten sie sich nach der Polymerisation wie eine durchlässige Membran. Sie lassen eine kontinuierliche Transsudation von Dentinflüssigkeit zu und können das tief liegende vitale Dentin nicht hermetisch abdichten. Zwar wird nicht angenommen, dass die relativ langsame Diffusionsrate von Dentinflüssigkeit postoperative Sensibilität verursacht, aber es wird vermutet, dass sie die optimale Polymerisation von dualhärtenden oder autohärtenden Befestigungs- und Restaurationskompositen bei direkten und indirekten Restaurationen stören könnte [162]. Um ein optimales Ergebnis zu garantieren, brauchen Single-bottle-Systeme außerdem noch einen separaten Ätzschritt und halten damit noch nicht das Versprechen, die gesamte Adhäsion in einem Anwendungsschritt zu erreichen. Einige Studien deuten jedoch an, dass dies in Zukunft möglich sein könnte [136,179]. Zwei weitere Möglichkeiten den Haftverbund zu steigern, ist zum einen das doppelte Auftragen des Adhäsivs und zum anderen das Auftragen eines separaten hydrophoben lösungsfreien Adhäsivs. Dies wandelt die Ein-Schritt-Systeme jedoch zu Mehr-Schritt-Systemen um [46,183]. Generell haben vereinfachte Versionen vor allem eine schlechtere Dentinhaftung, welche sich negativ auf die Stabilität des Dentin-Komposit-Interfaces auswirkt. Deshalb gelten Multi-Step-Adhäsive im Bezug auf die Dauerhaftigkeit des Haftverbunds oft noch als Goldstandard [113]. Allgemein gelten postoperative Sensitivität, inkompletter Randschluss, zu frühes Zersetzen der Komposite, Biokompatibilität und geminderte Haftung an abnormalen Substraten als größte Probleme der Adhäsive [163]. Eine effektive Versiegelung des Dentin-Komposit-Interfaces aufrechtzuerhalten ist dabei die wahrscheinlich größte Herausforderung der restaurativen Zahnheilkunde. Trotz signifikanter Verbesserungen der Adhäsivsysteme, bleibt das Dentin-Komposit-Interface immer noch die schwächste Fläche der zahnfarbenen Restaurationen [113]. Letztendlich scheitern deshalb alle adhäsiv befestigten Restaurationen entweder kurz- oder langfristig [15]. Vielleicht lassen sich diese Probleme in der Zukunft lösen, zum Beispiel durch Adhäsive, die selbst Probleme wie Mikrocracks diagnostizieren und reparieren können. Zukünftig könnten Adhäsive also eine größere therapeutische Rolle als bisher spielen [163].

4.5 Komposit

Das Wort Komposit leitet sich von dem lateinischen Wort *compositus* ab und bedeutet *zusammengesetzt* [158]. Damit gibt der Name bereits Hinweis darauf, dass es sich um einen zusammengesetzten Werkstoff handelt. So bestehen Komposite aus einer organischen Matrix, welche hauptsächlich mit anorganischen Füllkörpern gefüllt ist. Um eine chemische Bindung zwischen diesen beiden Komponenten herzustellen, sind organofunktionelle Silane ein weiterer Bestandteil von Kompositen [86]. Komposite können zunächst in zäher bis dünnflüssiger Form verarbeitet werden, bis sie durch eine Polymerisationsreaktion aushärten. Diese Polymerisation kann durch Licht, durch Zugabe von Monomeren chemisch oder durch eine Kombination dieser beiden Möglichkeiten erfolgen [39]. Initiatoren, Akzeleratoren und Inhibitoren sind weitere Bestandteile der Komposite und steuern die Polymerisationsreaktion [86]. Um den ästhetischen Anspruch der Patienten gerecht zu werden, werden Pigmente zugefügt, diese beeinflussen die Farbe des Komposits.

Komposite haben verschiedene Einsatzgebiete in der Zahnmedizin, unter anderem werden sie bei Restaurationen wie Füllungen oder Inlays verwendet, aber auch als Befestigungskomposit bei indirekten Restaurationen.

4.6 Befestigungskomposite

Indirekte Restaurationen können mit unterschiedlichen Befestigungskompositen verklebt werden. Diese unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung, denn sie können entweder aus niedrig, mittel oder hoch viskösen Mikrofüller- oder Feinpartikelhybridkompositen bestehen [77]. Es gibt die Unterscheidung zwischen licht- und chemisch-/autohärtenden Befestigungskompositen. Auch eine Kombination der beiden Methoden ist möglich, diese werden als dualhärtend bezeichnet [64]. Auch wenn dualhärtende Befestigungskomposite laut Herstellerangaben ohne Lichthärtung auskommen können, verschlechtert sich laut einiger Studien ohne diese der Grad der Polymerisation [27, 28, 106, 128]. Deshalb wird von manchen Autoren empfohlen, dass dualhärtende Befestigungskomposite gründlich durch die indirekte Restauration und wenn möglich auch durch die Zahnstruktur belichtet werden sollen. Um die Polymerisation zu optimieren, sollten möglichst leistungsstarke Lampen verwendet werden [27, 28, 106, 128]. In der aktuellen Literatur werden den dualhärtenden Befestigungskompositen oft klinisch gute Ergebnisse testiert [95], manche Autoren sehen diese den rein lichthärtenden Kompositen sogar eindeutig überlegen [58, 62, 98, 98]. Ein zu niedriges autopolymerisierenden Potential kann sich jedoch negativ auf den Haftverbund von dualhärtenden Befestigungskompositen auswirken [80]. Es gibt auch Autoren, die durch ihre Studien zu dem Schluss kommen, dass bestimmte dualhärtende

Befestigungskomposite zu einem schwächeren Komposit-Dentin-Haftverbund führen. Sie halten deshalb nicht die Aushärtungsmethode, sondern das Produkt als ausschlaggebend für den klinischen Erfolg [25]. Variolink® wurde als Produkt in vielen Studien untersucht. Manche testieren dem Befestigungskomposit zwar nur mittelmäßige Ergebnisse [69, 138], mehrere Studien zeigen jedoch gute Resultate bei der Befestigung von indirekten Restaurationen [3, 11, 53, 67, 81, 168]. Neben den Befestigungskompositen, die mit einem Adhäsivsystem mit oder ohne separater Ätzung kombiniert werden müssen, gibt es auch selbstätzende-selbstadhäsive Befestigungskomposite. Diese zeigen in einigen Studien hinsichtlich der Randdichtigkeit und des Haftverbunds jedoch schwächere Ergebnisse als die konventionellen Befestigungskomposite [11, 57, 98, 145]. Ein Vorteil der vereinfachten gegenüber der konventionellen Befestigungskompositensysteme könnte eine schwächere Pulpareizung sein [37]. Um diesen Befund zu bestätigen sind jedoch weitere Studien notwendig.

4.7 Qualität der Befestigung von Inlays

Es gibt mehrere Faktoren, die die Qualität der Befestigung von Inlays neben der Auswahl des Adhäsivsystems und des Befestigungskomposits beeinflussen. So spielen die Zusammensetzung und der Farbton der Komposite, die Wellenlänge und Intensität der Polymerisationslampe sowie die Distanz von der Lichtquelle zum Komposit eine große Rolle [44]. Inlays mit transluzenten Farbtönen sind für die Polymerisationslampen leichter zu durchstrahlen [28, 82], damit wird der Grad der Polymerisation besser. Auch die Schichtstärke der Inlays ist entscheidend [4]: Gerade bei rein lichthärtenden Befestigungskompositen sollte die Inlaydicke okklusal 3 mm und approximal 6 mm nicht überschreiten, um eine sichere Polymerisation zu gewährleisten [50]. Oft wird in diesem Zusammenhang auch die Dauer der Polymerisation diskutiert. Herstellerangaben werden in klinischen Studien als zu kurz bewertet [44], andererseits beeinflussen auch extra lange Polymerisationsdauern das Ergebnis nicht immer positiv [140]. Außerdem ist umstritten, ob das Adhäsiv separat lichtgehärtet oder zusammen mit dem Befestigungskomposit und dem inserierten Kompositinlay lichtgehärtet werden sollte. Vertreter, die gegen ein separates Lichthärten sind, sehen es von Vorteil, dass sich das Adhäsiv während des gesamten Befestigungsvorgangs frei bewegen kann [60]. Untermauert wird ihre Meinung durch Studien, die keine bessere Dentinhaftung durch separates Lichthärten nachweisen konnten [58]. Demgegenüber stehen Befürworter des separaten Aushärtens des Adhäsivs, was ihnen zufolge eine optimale Polymerisation und eine gute mechanische Festigkeit gewährleistet [25, 80, 140]. Gleichzeitig soll mit dieser Methode verhindert werden, dass die Adhäsivschicht durch das aufgetragene Befestigungskomposit übermäßig ausgedünnt wird [178]. Ein weiterer wichtiger Faktor

für die Qualität der Befestigung ist der Behandler und seine technischen Fähigkeiten [60]. Zudem sollte das Inlay eine gute Passgenauigkeit während der Befestigung vorweisen [98]. Es gibt weitere Ansätze, die Qualität der Befestigung zu optimieren. So soll das Aufwärmen von lichthärtenden Befestigungskompositen zu besseren Polymerisationsgraden führen [4]. Eine zusätzliche Vorbehandlung des Kompositinlays mit Siliziumdioxid soll die Befestigung verbessern [98, 61].

4.8 Das Rasterelektronenmikroskop

Mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (REM) lassen sich Probenoberflächen detailliert untersuchen. Dabei tastet ein hochenergetischer Elektronenstrahl die Oberfläche der Probe ab. Diese ist normalerweise mit einer dünnen Schicht aus Gold oder Platin überzogen, um den Kontrast und das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern. Während der Strahl die Oberfläche der Probe abtastet, resultieren die Interaktionen zwischen der Probe und dem Elektronenstrahl in unterschiedlichen Arten von Elektronensignalen, die an oder nahe der Probenoberfläche emittiert werden. Diese elektrischen Signale werden gesammelt, verarbeitet und schließlich in Pixeln auf einen Bildschirm übersetzt, um ein dreidimensional wirkendes Bild der Oberflächentopografie zu bilden. Damit sich die Elektronen ungestört bewegen können, muss in der Probenkammer Vakuum herrschen. Niedrigenergetische Sekundärelektronen, die auf der Oberfläche der Probe angeregt werden, sind das am häufigsten erkannte Signal. Hochenergetische Rückstreuелеktronen und Röntgenstrahlen, die von unterhalb der Probenoberfläche ausgestrahlt werden, liefern Informationen zur Zusammensetzung der Probe [24, 108].

4.9 Fragestellung

Folgende Frage soll in dieser Arbeit untersucht werden: Wie wird der Verbund von Dentin und Kompositinlays durch folgende Parameter beeinflusst?

1. Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)
2. Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)
3. Zusätzliches, separates Belichten des Adhäsivsystems
4. Dauer der Polymerisation

5 Material und Methoden

5.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Für die Versuchsreihe wurden 50 kariesfreie Weisheitszähne in Zahnarztpraxen gesammelt. Bei den Versuchszähnen musste das Wurzelwachstum zwar nicht zwingend vollständig, aber mindestens zu zwei Dritteln abgeschlossen sein. Nach der Extraktion in den Praxen wurden die Zähne direkt in physiologischer Kochsalzlösung (0,9 % isotonische Natriumchlorid Lösung plus 0,001 % Natriumazid) gelagert, um ein Austrocknen der Zähne zu vermeiden. Anschließend wurden die Zähne von Zahnstein, Konkrementen, parodontalem Gewebe und Restknochen mit Hilfe eines Scaler (H6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) gereinigt. Im nächsten Schritt wurden alle Zähne mittels grünem Winkelstück (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland), Bürstchen und Reinigungspaste (Proxyt® RDA 83 grob, ivoclar vivadent clinical, Schaan, Lichtenstein) weiter gesäubert.

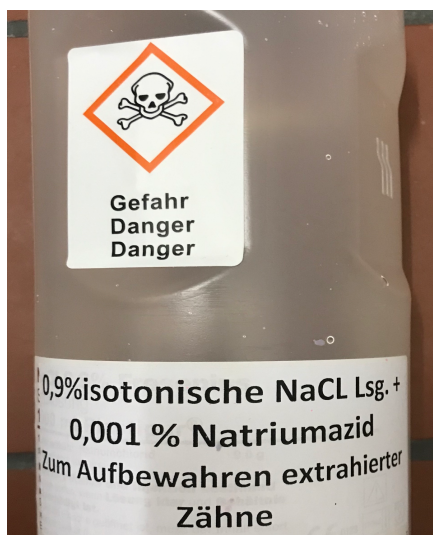


Abb. 2: Physiologische Kochsalzlösung (0,9 %-isotonische Natriumchlorid Lösung plus 0,001 % Natriumazid), in der die extrahierten Versuchszähne gelagert wurden.



Abb. 1: Utensilien für die Reinigung der Versuchszähne: Grünes Winkelstück (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland), Bürstchen, Reinigungspaste (Proxyt® RDA 83 grob, ivoclar vivadent clinical, Schaan, Lichtenstein) und Scaler (H6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland).

5.2 Präparation der Zähne

Nach ausreichender Säuberung wurde in alle 50 Versuchszähne eine konische Klasse-I-Kavität mittels rotem Winkelstück (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) und zylinderförmigem Diamanten (Zylinder kurz mit scharfer Kante, 4 mm Länge und 1,4 mm Querschnitt, Fa. Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. K G., Lemgo, Deutschland) unter permanenter Wasserkühlung präpariert. Die Präparation erfolgte mittig auf der Kaufläche der Zähne mit einer Mindesttiefe von 4 mm. Dabei wurde die Kavität so präpariert, dass der Kavitätenboden eine Fläche von 4x4 mm aufwies. Alle Maße wurden mit einer Millimetersonde überprüft. Bei der Präparation wurde auf einen gleichmäßigen, glatten Boden der Kavität geachtet.

5.3 Herstellung der Kompositinlays

Zunächst wurden die Kavitäten der Versuchszähne mit Vaselineöl (Weißes Vaselineöl, Caesar & Loretz GmbH, Hilden, Deutschland) zur Isolation eingepinselt. Anschließend wurde das universell lichthärtende Nano-Hybridkomposit Venus® Diamond in gleichen Anteilen in den Farben A2, A3 und HKA 2.5 in die Kavitäten eingebracht und okklusal 40 Sekunden lang mit der Polymerisationslampe ausgehärtet. Anschließend wurden die Inlays aus der Kavität entfernt und die Seite, die zuvor am Kavitätenboden lag, wurde ebenfalls 40 Sekunden lang mit der Polymerisationslampe ausgehärtet. Abschließend erfolgte eine erneute okklusale Belichtung für weitere 40 Sekunden. Ab diesem Zeitpunkt wurde jedes Pärchen, jeweils bestehend aus dem fertigen Inlay und dem dazugehörigen Zahn, separat gelagert, um eine Verwechslung der Inlays auszuschließen. Die Lagerung erfolgte weiterhin in physiologischer Kochsalzlösung.

5.4 Einteilung der Versuchsgruppen

Die 50 Versuchszähne wurden zufällig in 10 Gruppen bestehend aus jeweils 5 Zähnen aufgeteilt. Die Gruppen unterschieden sich sowohl in der Auswahl des Adhäsivsystems als auch des Befestigungskomposits, mit denen die Inlays in den Kavitäten befestigt wurden. Konkret wurde in den Gruppen 1-8 mit dem Adhäsivsystem Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) und in den Gruppen 9 und 10 mit dem Adhäsivsystem Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) gearbeitet. Als Befestigungskomposit wurde in den Gruppen 1-6 und 9 das dünnfließende ausschließlich lichthärtende Komposit Venus® Diamond Flow (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in der Farbe HKA 2.5 verwendet, während in den Gruppen 7, 8 und 10 das dualhärtende Komposit Variolink® Esthetic DC Neural (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) zum Einsatz kam. Außerdem wurden die Gruppen nach unterschiedlich langen Polymerisationsdauern eingeteilt. So betrug die

Polymerisationsdauer in den Gruppen 1 und 4 60 Sekunden, in den Gruppen 2 und 5 120 Sekunden und in den Gruppen 3, 6, 8, 9 und 10 240 Sekunden. In der Gruppe 7 erfolgte keine Polymerisation. Ein weiterer Unterschied in den Gruppen lag darin, ob das Adhäsiv vor Einbringen des Befestigungskomposits ausgehärtet wurde oder nicht. So wurde der lichthärtende Haftvermittler Heliobond® (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) des Syntac® Classic Systems in den Gruppen 1-3, 7 und 8 nicht ausgehärtet, während es in den Gruppen 4-6 20 Sekunden mit der Polymerisationslampe ausgehärtet wurde. Das Adhese® wurde sowohl in Gruppe 9 wie auch in Gruppe 10, mit der Polymerisationslampe für 10 Sekunden ausgehärtet, nachdem es für 20 Sekunden in die Kavität einmassiert wurde. Dies ist konform zu den Herstellerangaben.

Tabelle 1 zeigt die Gruppeneinteilung, mit den jeweiligen Befestigungsprotokollen. Tabelle 2 zeigt die vier Obergruppen A, B, C und D mit ihren jeweiligen Merkmal und den Gruppen, die zu den Obergruppen gehören.

Gruppeneinteilung: (n = 5 Inlays pro Gruppe)

Gruppe 1: Syntac®(Heliobond®nicht härten),Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 2: Syntac®(Heliobond®nicht härten),Venus®Flow,Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 3: Syntac®(Heliobond®nicht härten),Venus®Flow,Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 4: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 5: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 6: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 7: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, keine Polymerisation

Gruppe 8: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 9: Adhese® (härten), Venus® Flow, Polymerisation 240 s

Gruppe 10: Adhese® (härten), Variolink®, Polymerisation 240 s

Obergruppeneinteilung:

Obergruppe A: Adhäsivsystem Syntac® Classic, Gruppen 1 bis 8

Obergruppe B: Adhäsivsystem Adhese® Universal, Gruppen 9 und 10

Obergruppe C: Kein separates Belichten des Adhäsivs, Gruppen 1, 2, 3, 7, 8

Obergruppe D: Seperates Belichten des Adhäsivs Gruppen 4, 5, 6, 9, 10

Gruppe	Adhäsivsystem	Belichtung des Adhäsivsystems	Befestigungskomposit	Polymerisationszeit
1	Syntac® Classic	Heliobond® nicht härten	Venus® Flow	60 s
2	Syntac® Classic	Heliobond® nicht härten	Venus® Flow	120 s
3	Syntac® Classic	Heliobond® nicht härten	Venus® Flow	240 s
4	Syntac® Classic	Heliobond® 20 s härten	Venus® Flow	60 s
5	Syntac® Classic	Heliobond® 20 s härten	Venus® Flow	120 s
6	Syntac® Classic	Heliobond® 20 s härten	Venus® Flow	240 s
7	Syntac® Classic	Heliobond® nicht härten	Variolink®	0 s
8	Syntac® Classic	Heliobond® nicht härten	Variolink®	240 s
9	Adhese® Universal	Adhese® 10 s härten	Venus® Flow	240 s
10	Adhese® Universal	Adhese® 10 s härten	Variolink®	240 s

Tab.1: Gruppeneinteilung

Obergruppe	Merkmal der Obergruppe	Gruppen der Obergruppe
A	Adhäsivsystem Syntac® Classic	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8
B	Adhäsivsystem Adhese® Universal	9, 10
C	Kein separates Belichten des Adhäsivs	1, 2, 3, 7, 8
D	Separates Belichten des Adhäsivs	4, 5, 6, 9, 10

Tab. 2: Obergruppeneinteilung

5.5 Vorbereitung der Kavitäten und Inlayböden

Die Inlayböden wurden mit dem intraoralen Sandstrahlgerät „KaVo Rondoflex plus 360“ (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) und einem Pulver aus Aluminiumoxid (Al_2O_3) mit der Körnung $27\mu\text{m}$ sandgestrahlt und anschließend mit einem Luftpüster von Sandrückständen befreit. Anschließend wurden alle 50 Kavitäten mit 36 % Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) konditioniert. Bei der Konditionierung wurde darauf geachtet, dass die Säure genau 15 Sekunden auf die Dentinanteile der Versuchszähne einwirkte. Anschließend wurde die Phosphorsäure mit einem Wasser-Luft-Spray gründlich entfernt und die Kavität mindestens 15 Sekunden lang abgespült. Gleichzeitig wurde darauf geachtet, dass das Dentin nicht durch übermäßiges Püsten bei diesem Schritt austrocknete. Nun wurden die Kompositinlays je nach Gruppenzugehörigkeit der Versuchszähne unterschiedlich befestigt.

5.6 Befestigung der Kompositinlays

In den Gruppen 1-8 wurde als Adhäsivsystem das 3-Flaschen-Adhäsiv Syntac® Classic verwendet. Dieses wurde Schritt für Schritt mit Microbrushes (Microbrush™ Regular Size 2,0 mm, Grafton, USA) in der Kavität eingepinselt. Wie in den Herstellerangaben vorgegeben wurde zunächst der Syntac® Primer aufgetragen. Dieser wurde nach einer Einwirkungszeit von 15 Sekunden mit einem Püster leicht getrocknet. Als zweiter Schritt wurde das Syntac® Adhesive aufgetragen und nach einer Einwirkungszeit von 10 Sekunden ebenfalls leicht mit einem Püster getrocknet. Anschließend wurde das Heliobond® in einer feinen Schicht aufgetragen, wobei Überschüsse vorsichtig mit dem Luftpüster verblasen wurden.

In den Gruppen 1-3, 7 und 8 wurde das Heliobond® nicht polymerisiert. In den Gruppen 4-6 wurde das Heliobond® 20 Sekunden lang mit einer Polymerisationslampe bei einem Abstand von 2 mm bestrahlt.

Dann wurde in den Gruppen 1-6 das dünnfließende, ausschließlich lichthärtende Komposit Venus® Diamond als Befestigungskomposit in die vorbehandelten Kavitäten eingebracht. Das zuvor sandgestrahlte und getrocknete Kompositinlay wurde nun in die passende Kavität inseriert. Dabei wurde das Kompositinlay mit einem Kugelstopfer-Instrument solange angedrückt, bis das Inlay die Endposition erreicht hatte. Okklusale Überschüsse des Befestigungskomposites wurden im Anschluss entfernt. Je nach Gruppenzugehörigkeit wurde nun das Inlay unterschiedlich lang okklusal mit der Polymerisationslampe belichtet. In den Gruppen 1 und 4 betrug die Polymerisationsdauer 60 Sekunden, in den Gruppen 2 und 5 120 Sekunden und in den Gruppen 3 und 6 240 Sekunden.

In den Gruppen 7 und 8 wurde nach Applikation des Syntac® Classic-Systems das dualhärtende Zwei-Komponenten-Komposit Variolink® Esthetic DC als Befestigungskomposit in die Kavität eingefüllt. Daraufhin wurde das Inlay inseriert und wie schon in den Gruppen 1-6 mit einem Kugelstopfer in Position gedrückt, Überschüsse wurden okklusal entfernt. Während die Gruppe 7 nicht polymerisiert wurde, erfolgte bei den Versuchszähnen der Gruppe 8 nach dem Einbringen der Inlays eine Belichtung mit der Polymerisationslampe von 240 s.

In den Gruppen 9 und 10 wurde mit Adhese® Universal als Adhäsivsystem gearbeitet. Dieses wurde ebenfalls mit einer Microbrush in der Kavität appliziert, für 20 Sekunden einmassiert und abschließend mit einer Polymerisationslampe für 10 Sekunden belichtet. Gruppe 9 und 10 unterscheiden sich in dem verwendeten Befestigungskomposit.

In Gruppe 9 wurde wie in den Gruppen 1-6 Venus® Diamond Flow in der Farbe HKA 2.5 als Befestigungskomposit in der Kavität appliziert. Anschließend wurde das Inlay positioniert, Überschüsse entfernt und okklusal für 240 Sekunden mit der Polymerisationslampe belichtet.

In Gruppe 10 hingegen wurde wie in den Gruppen 7 und 8 das dualhärtende Variolink® Esthetic DC Neutral als Befestigungskomposit verwendet. Nachdem dieses in der Kavität eingebracht wurde, wurde das passende Inlay mit einem Kugelstopfer in der Kavität positioniert, Überschüsse wurden entfernt und das Inlay okklusal für 240 Sekunden mit einer Polymerisationslampe belichtet.

Alle Gruppen wurden nach Befestigung der Kompositinlays separat voneinander in 0,9 % Kochsalzlösung gelagert.



Abb. 3: Adhäsivsystem Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) mit Microbrush™ (Microbrush® International, Regular Size 2,0 mm, Grafton, USA)



Abb. 4: Adhäsivsystem Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland)



Abb. 5: Dualhärtender Zweikomponenten-Befestigungskomposit Variolink® Esthetic DC Neural mit Applikations-Mischkanüle (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)



Abb. 6: Lichthärtender Komposit Venus® Diamond Flow (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)

5.7 Sägeprozess

Ziel des Sägens war, aus den Versuchszähnen quadratische Stäbchen herzustellen. Die Stäbchen wurden quaderförmig gesägt, sie bestanden von der Grundfläche ausgehend aus dem Dentin der Weisheitszähne und von der Deckfläche ausgehend aus dem Komposit der befestigten Kompositinlays. Das Herstellen dieser Stäbchen war notwendig, um anschließend die Stäbchen auf dem Haftverbund zwischen Dentin und Restaurationsmaterial überprüfen zu können. Zunächst mussten dafür zu lange Wurzeln der Versuchszähne abgetrennt werden. Dabei wurde der Versuchszahn auf einem Probehalter mit Klebewachs (Supradent-Wachs, Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) fixiert. Der Probehalter wurde anschließend in eine langsam drehende Präzisionskreissäge (IsoMet™ 1000 Precision Saw, Fa. Bueller Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA) eingespannt und die Wurzel bei 4,2 U/s und 0,2 kg Gewicht unter permanenter Wasserkühlung abgetrennt. Als nächstes wurden aus dem Versuchszahn 1 mm dicke sagittale Scheiben gesägt. Dafür wurde der Versuchszahn so auf dem Probehalter befestigt, dass die Okklusalfäche im 90° Winkel zur Säge lag. Die sagittalen Schnitte erfolgten ebenfalls bei 4,2 U/s und 0,2 kg Gewicht unter permanenter Wasserkühlung. Nur die Scheiben, die den Kavitätenboden von der Vorder- und Hinterseite zeigten, wurden für die weiteren Schritte verwendet. Die anderen Scheiben wurden verworfen. Im nächsten Sägeschritt wurden aus den ca. 1 mm dicken Zahnscheiben die gewünschten Stäbchen mit einer Breite von ca. 1 mm gesägt, um so einen Quader-Querschnitt von ca. 1 mm² zu erzielen. Dafür wurde eine Zahnscheibe plan auf dem Probehalter mit Klebewachs fixiert, sodass diese im 90° Winkel zu dem Sägeblatt befestigt war und so entlang der Zahnachse zersägt werden konnte. Nun wurden Stäbchen mit einer Breite von 1 mm aus dieser Zahnscheibe gesägt. Nur die Stäbchen, die von der Grundflächen-Seite ausgehend aus Dentin des Versuchszahns und von der Deckflächen-Seite ausgehend aus Komposit des Inlays bestanden, wurden für die folgende Haftverbund-Prüfung verwendet. Alle anderen Stäbchen wurden verworfen. Um die Maße der Quader zu kontrollieren, wurde die Dicke und Breite dieser mit Hilfe einer digitalen Schublehre (Typ Brüder Mannesmann, M823-160) ermittelt und dokumentiert. Die Stäbchen wurden zwischen allen Arbeitsschritten weiterhin in physiologischer Kochsalzlösung gelagert, um so ein Austrocknen jener zu verhindern. Beim Sägen kam es häufig bereits zu einer Ablösung des Komposits vom Dentinanteil der Stäbchen. Diese Stäbchen wurden in der Statistik als „gebrochen“ dokumentiert und mit 0MPa Kraft pro Fläche eingetragen.

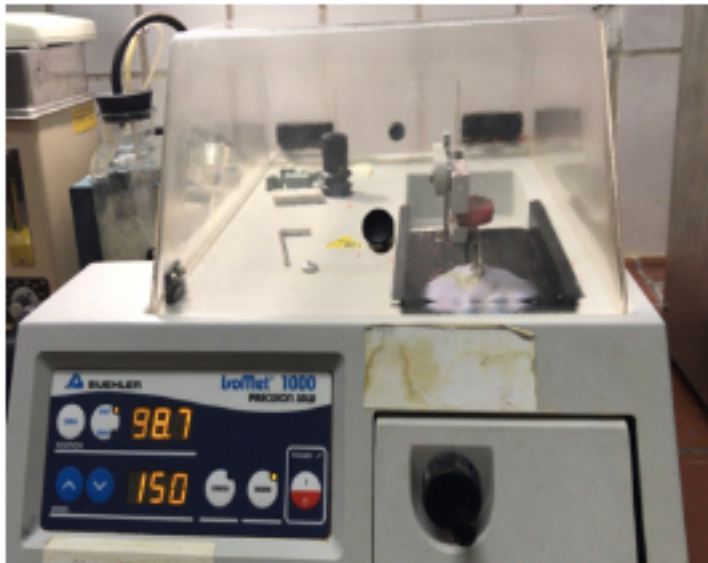


Abb. 7: IsoMet™ 1000 Precision Saw
(Fa. Bueller Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA)

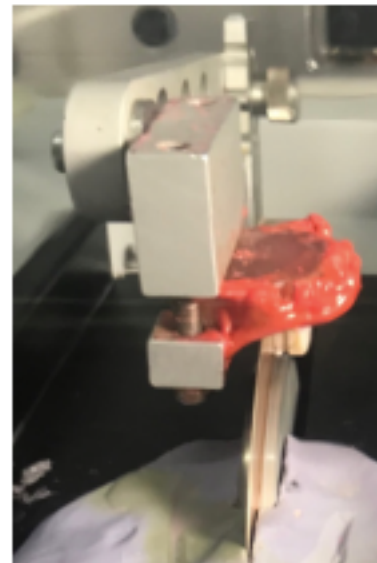


Abb. 8: Sägeprozess: Ein
Probezahn wird mit der
Präzisionssäge in Scheiben

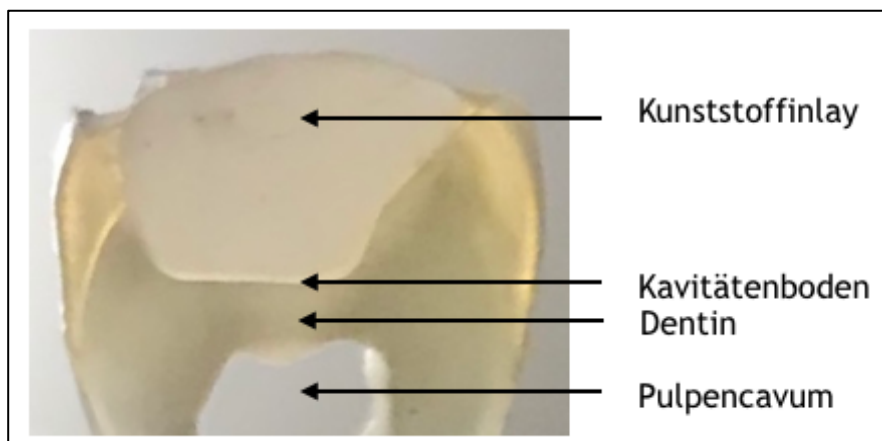


Abb. 9: Sagittalschnitt einer gesägten Zahnscheibe

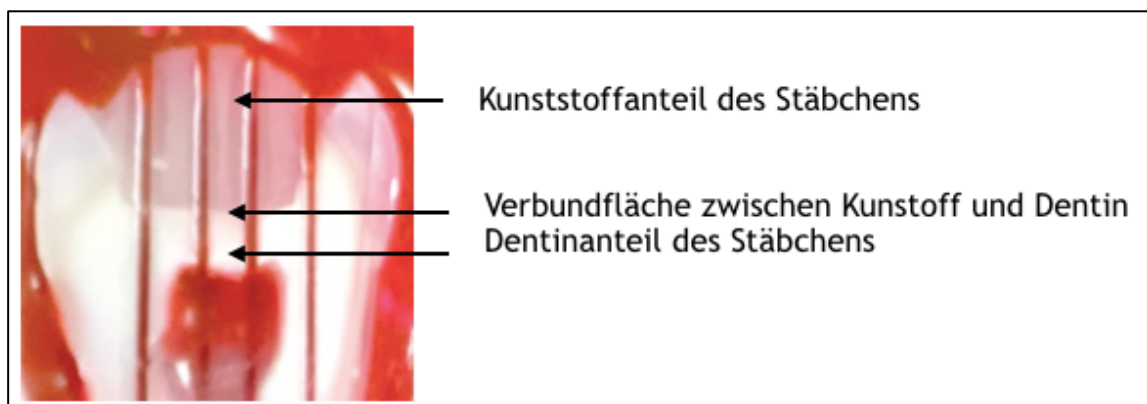


Abb.10: Gesägte Zahnstäbchen in Form von Quadern. Ein Stäbchen besteht von der Grundflächen-Seite aus Dentin des Probezahnes und von der Deckflächen-Seite aus Komposit des Inlays.

5.8 Microtensile-Test

Um die Stärke des Haftverbunds von Dentin und Kompositrestauration der Stäbchen zu testen und so die Gruppen miteinander vergleichen zu können, wurden alle Stäbchen nacheinander dem Microtensile-Test, auch Mikrozugfestigkeitsuntersuchung genannt, unterzogen. Hierfür wurde die Universal-Prüfmaschine „Microtensile MTD-500 Plus“ (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) genutzt. Diese Maschine hat zwei gegenüberliegende Probehalter. Das Stäbchen wurde mit Sekundenkleber (Yuki Model, CN Development & Media Hasselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland) so an diesen fixiert, dass der Kompositanteil des Stäbchens auf dem einen Halter und der Dentinanteil des Stäbchens auf dem anderen Halter lag. Beim Festkleben wurde darauf geachtet, dass der Übergang zwischen Dentin und Komposit frei von Klebstoff blieb. Um ein schnelleres Trocknen des Sekundenklebers zu erreichen, wurde er mit einem Aushärtungsbeschleuniger für Sekundenkleber (Aktivator Yuki Model, CN Development & Media Hasselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland), besprüht. Während des Versuchs wurde das Stäbchen horizontal auseinander gezogen. Es wurde so lange eine Zugkraft auf dieses ausgeübt, bis es an der Verbundfläche von Dentin und Komposit auseinander brach. Die Kraft, die zu dem Bruch des Stäbchens führte, konnte auf diese Weise gemessen und dokumentiert werden. Jede Zugsequenz wurde zudem grafisch festgehalten. Bei dem Versuch wurde der Zugweg auf 1 mm, die Zugkraft auf maximal 50 N und die Verfahrensgeschwindigkeit auf 0,017 mm/s festgelegt. Der Kompositanteil wurde verworfen, während der Dentinanteil des Stäbchens bis zum nächsten Versuchsschritt, der Betrachtung unter dem Rasterelektronenmikroskop, in physiologischer Kochsalzlösung gelagert wurde. Anhand folgendes Beispiels soll erläutert werden, wie die Kraft, die zum Bruch des Stäbchens führte, errechnet wurde. Als Beispiel dient das 5. Stäbchen des 2. Zahns aus der Gruppe 10 (10.2.5):

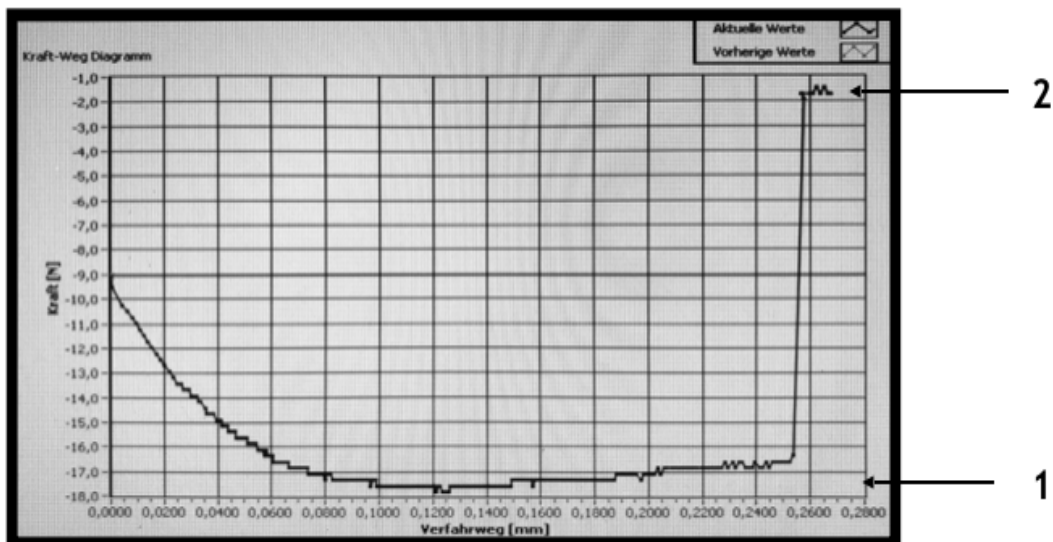


Abb. 11: Kraft-Weg Diagramm vom 5. Stäbchen des 2. Zahns aus Versuchsgruppe 10 (10.2.5)

Bei einer Kraft von -17,82 N (1) gab der Komposit-Dentin-Haftverbund nach, das Stäbchen brach. Nach der Fraktur blieb eine Restspannung von -1,46 N (2) messbar.

Probe	Kraft max. [N] (Grafik Punkt 2)	Kraft min. [N] (Grafik Punkt 1)	Differenz [N] Kraft	Maße mm x mm -> Fläche [mm ²]	Kraft pro Fläche [$\frac{N}{mm^2}$ = MPa]
10.2.5	-1,46 N	-17,82 N	16,36 N	$\frac{1,14 \times 1,04 mm}{= 1,19 mm^2}$	$\frac{16,36 N}{1,19 mm^2} = 13,75 MPa$

Tab. 3: Flächengröße und Ergebnisse des Microtensile-Tests für die Probe 10.2.5

Bei der Befestigung des Stäbchens an den Probehaltern kam es, aufgrund des Trocknens des Sekundenklebers zu einer geringen Zugspannung. Bei einer Kraft von -17,82 N (1) gab der Komposit-Dentin-Haftverbund nach, das Stäbchen brach. Nach der Fraktur blieb eine Restspannung von -1,46 N (2) messbar. Die Differenz dieser beiden Werte (Kraft min. (1) - Kraft max. (2)) gab die Kraft an, die für den Bruch des Stäbchens nötig war (**Kraft**). In diesem Beispiel betrug die Kraft 16,36 N. Nun konnte die Kraft pro Fläche errechnet werden. Hierfür waren die vorher notierten Maße der Stäbchen von Bedeutung. Die Dicke in mm und Breite in mm des Stäbchens wurden multipliziert, dies ergab die Fläche (**Fläche**) in mm² des Stäbchens. Damit ergab der Kraft pro Fläche Quotient in dem Beispiel 16,36 N/1,19 mm², beziehungsweise 13,75 MPa. Diese Daten lassen sich aus der Tabelle 3 entnehmen.

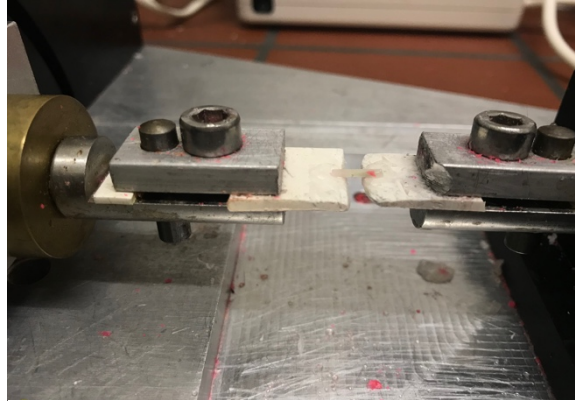


Abb. 12: Universal-Prüfmaschine
„Microtensile MTD-500 Plus“
(SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen,
Deutschland)

5.9 Statistische Analyse

Um zu belegen, welche der zu untersuchenden Parameter den Komposit-Dentin-Haftverbund signifikant beeinflusst, wurden die Ergebnisse des Microtensile-Tests herangezogen und miteinander verglichen. Zunächst wurden die Daten wie in 4.x beschrieben durch das Microtensile-Zugverfahren erhoben und in Form einer Exceltabelle verschriftlicht. Nachfolgend wurde diese in das Statistikprogramm „SPSS für Windows, Version 25“ (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) importiert. Anschließend erfolgten mit SPSS die Datenanalyse und Tests zur Signifikanzprüfung. Dieses Vorgehen wird in den folgenden Abschnitten näher erläutert:

Die Daten jeder Probe wurden in Form einer Exceltabelle angelegt. Dabei wurden Probenbezeichnung, Kraft max. [N], Kraft min. [N], die Differenz der beiden Werte [N], die Fläche der Stäbchen [mm^2], Kraft pro Fläche [MPa] und die Gruppenzugehörigkeit angegeben. Zudem wurde erfasst, ob Syntac® Classic (1) oder Adhese® Universal (2) als Adhäsivsystem verwendet wurde und ob das Adhäsiv separat belichtet wurde (nein = 0, ja = 1). Vorzeitig gebrochene Stäbchen wurden mit 0 MPa dokumentiert, sodass jede der zehn Gruppen 35 Messwerte aufwies (n pro Gruppe = 35), da jede Gruppe aus fünf Zähne mit je 7 Stäbchen bestand. Die Gesamtanzahl aller Proben war demzufolge 350 ($N_{\text{Proben}} = 350$). Anschließend wurde die Exceltabelle in das Statistikprogramm SPSS importiert. Mit Hilfe dieses Programmes wurden die ermittelten Daten statistisch ausgewertet und die Gruppen untereinander verglichen. Zudem wurden Grafiken angefertigt. Zunächst wurde die deskriptive Statistik mit Anzahl der Proben (N_{Proben}), Minimum, Maximum und Mittelwert des Haftverbunds Kraft/ Fläche [MPa], und der Standardabweichung (SD) für jede Gruppe erstellt. Beispielhaft ist die Tabelle der deskriptiven Statistik der Gruppe 10 gezeigt.

Deskriptive Statistik – Gruppe 10

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	23,39	3,84	5,92

Tab. 4: Deskriptive Statistik Beispiel

Nach der Analyse der deskriptiven Statistik für jede Gruppe, sollten die Gruppen untereinander verglichen werden. Hierfür musste ermittelt werden, ob eine Normalverteilung der Daten vorlag. Dies wurde mit zwei Tests, dem Kolmogorov-Smirnov-Test und dem Shapiro-Wilk-Test geprüft. Als Nullhypothese wurde angenommen, dass die ermittelten Dentinhaftwerte normalverteilt waren. Diese Nullhypothese musste verworfen werden, da beide Testergebnisse signifikant waren ($p=0,000$). Demnach konnte keine Normalverteilung der Daten angenommen werden. Deshalb erfolgte die weitere Analyse mittels nichtparametrischen Verfahren. Zunächst wurden die Gruppen mit dem Hypothesen-Testverfahren nach Krustall-Wallis verglichen. Es testete in unabhängige Stichproben, ob sich die mittleren Haftwerte mehrerer unabhängiger Stichproben unterscheiden. Als Nullhypothese wurde angenommen, dass die Verteilung des durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbunds [MPa] über alle Gruppen hinweg gleich war. Nullhypothesen werden mit Hilfe des p-Wertes überprüft. Als Signifikanzniveau wurde 0,05 gewählt. Mit Hilfe des Krustall-Wallis-Tests konnte eine Signifikanz von 0,000 festgestellt werden. Die Nullhypothese wurde deshalb abgelehnt. Mit dem Post Hoc Test „Dunn-Bonferroni“ wurde gezeigt, welche Gruppen sich signifikant voneinander unterschieden. Dabei wurden multiple Vergleiche erstellt. Um die Alphafehler-Kumulierung auszugleichen, wurde die Signifikanz mit der Bonferroni Korrektur angepasst. So konnten Fehler erster Art vermieden werden. Mit der Standardteststatistik (z) aus der Ergebnistabelle des Dunn-Bonferroni Tests konnte die Effektstärke r errechnet werden. Hierfür wurde folgende Formel verwendet: $r = |z/\sqrt{N}|$. Da jeweils zwei Gruppen miteinander verglichen wurden war $N_{\text{Proben}} = 70$. Laut Cohen gelten Effektstärken von 0,1 als klein, 0,3 als mittel und 0,5 als groß [178]. Diese Einteilung wurde übernommen. Anschließend wurden zwei Mann-Whitney-U-Tests durchgeführt. Der Mann-Whitney-U-Test vergleicht zwei unabhängige Stichproben miteinander, indem es Ränge der abhängigen Variablen erstellt und auf signifikante Unterschiede prüft. Dieser wurde angewendet, um die Adhäsivsysteme Syntac® Classic und Adhese® Universal zu vergleichen und zu zeigen, ob sich ein separates Belichten des Adhäsivsystems auf den Komposit-Dentin-Haftverbund auswirkt. Die Effektstärke

wurde ebenfalls mit Hilfe von z errechnet. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik, der Gruppenvergleiche und der Prüfung der Nullhypothesen sind in im nächsten Kapitel aufgeführt.

5.10 Untersuchung der Stäbchenoberfläche mit dem REM

Rasterelektronenmikroskop (REM)

Um die behandelte Dentinoberfläche der Stäbchen qualitativ untersuchen zu können, wurde diese durch ein Rasterelektronenmikroskop angeschaut und Bilder in einer 1000 fachen Vergrößerung angefertigt. Um die Oberfläche des Dentins sichtbar zu machen, mussten die Dentinstäbchen mit einer dünnen Metallschicht benetzt werden, um diese so elektrisch leitfähig zu machen. Dafür wurden bis zu sieben Stäbchen auf einem Aluminium-Standardprobenteller (Probenteller für Rasterelektronenmikroskope, Tellerdurchmesser 12,5 mm, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) mit „Leit-C-Plast“, einem konduktiven Karbonzement (Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) so befestigt, dass die Fläche des Dentins, die mit dem Komposit verbunden war, nach oben zeigte. Diese Fläche wird auch als Dentin-Komposit-Interface bezeichnet. Nun wurde diese Fläche durch das Beschichtungsgerät „*Sputter Coater SC502 Polaron*“ (Polaron Equipment Ltd., Watford, Herts, GB) unter Vakuum mit einer 3-20nm dicken Goldplatinschicht (AuPd) beschichtet. Da nun das Dentin-Komposit-Interface elektrisch leitfähig war, konnte es durch das Rasterelektronenmikroskop (Amray 1610 KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA) betrachtet werden. Dabei konnte die Morphologie der Oberfläche beurteilt und mit den anderen Proben verglichen werden. Um die qualitative Probenanalyse festhalten zu können, wurden Fotoaufnahmen bei einer bis zu 1000 fachen Vergrößerung bei 10 kV geschossen und dokumentiert.

6 Ergebnisse

In diesem Kapitel sollen die Ergebnisse der durchgeführten Studie vorgestellt werden.

Folgende Punkte werden dabei betrachtet:

- 6.1 Quantitative Auswertung, wie viele Stäbchen pro Gruppe im Herstellungsprozess vorzeitig gebrochen sind
- 6.2 Darstellung der deskriptiven Statistik der Einzel- und Obergruppen
- 6.3 Betrachtung des Einflusses folgender Parameter auf den Komposit-Dentin-Haftverbund:
 - 6.3.1 Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)
 - 6.3.2 Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)
 - 6.3.3 Separates Belichten des Adhäsivsystems
 - 6.3.4 Unterschiedlich abschließende Polymerisationsdauern

6.1 Quantitative Auswertung

Noch bevor man die Stäbchen in der Universal-Prüfmaschine dem Microtensile-Test unterziehen konnte, brachen 303 der 350 Stäbchen bereits vorzeitig in der Herstellung durch. Diese Stäbchen konnten deshalb nicht mehr kontrolliert auseinandergezogen werden und wurden als „gebrochene Stäbchen“ mit einer Haftkraft von 0 MPa in der Statistik vermerkt. 47 Stäbchen konnten dem Microtensile-Test unterzogen werden, dies entspricht 14,3 % aller hergestellten Stäbchen. In den Gruppen 1 und 6 sind jeweils die gesamten 35 Stäbchen vorzeitig gebrochen. Die verwendeten Stäbchen im Microtensile-Test betrugen demnach in diesen beiden Gruppen 0 %. Auch in den Gruppen 2, 3, 4, 5 und 8 brachen überdurchschnittlich viele Stäbchen vorzeitig. In den Gruppen 7, 9 und 10 hingegen konnten überdurchschnittlich viele Stäbchen untersucht werden. Die meisten Stäbchen blieben in den Gruppen 9 und 10 mit 31,4 % beziehungsweise 42,9 % erhalten. Diese Werte lassen sich aus der Tabelle 5 entnehmen.

Gruppen	n (Stäbchen insgesamt)	n (gebrochene Stäbchen)	n (verwendete Stäbchen)	verwendete Stäbchen in %
Gruppe 1	35	35	0	0
Gruppe 2	35	33	2	5,7
Gruppe 3	35	33	2	5,7
Gruppe 4	35	31	4	11,4
Gruppe 5	35	32	3	8,6
Gruppe 6	35	35	0	0
Gruppe 7	35	29	6	17,1
Gruppe 8	35	31	4	11,4
Gruppe 9	35	24	11	31,4
Gruppe 10	35	20	15	42,9
Durchschnitt	35	30	5	13,71

Tab. 5: Quantitative Auswertung der verwendeten Stäbchen

6.2 Auswertung der Einzel-und Obergruppenergebnisse

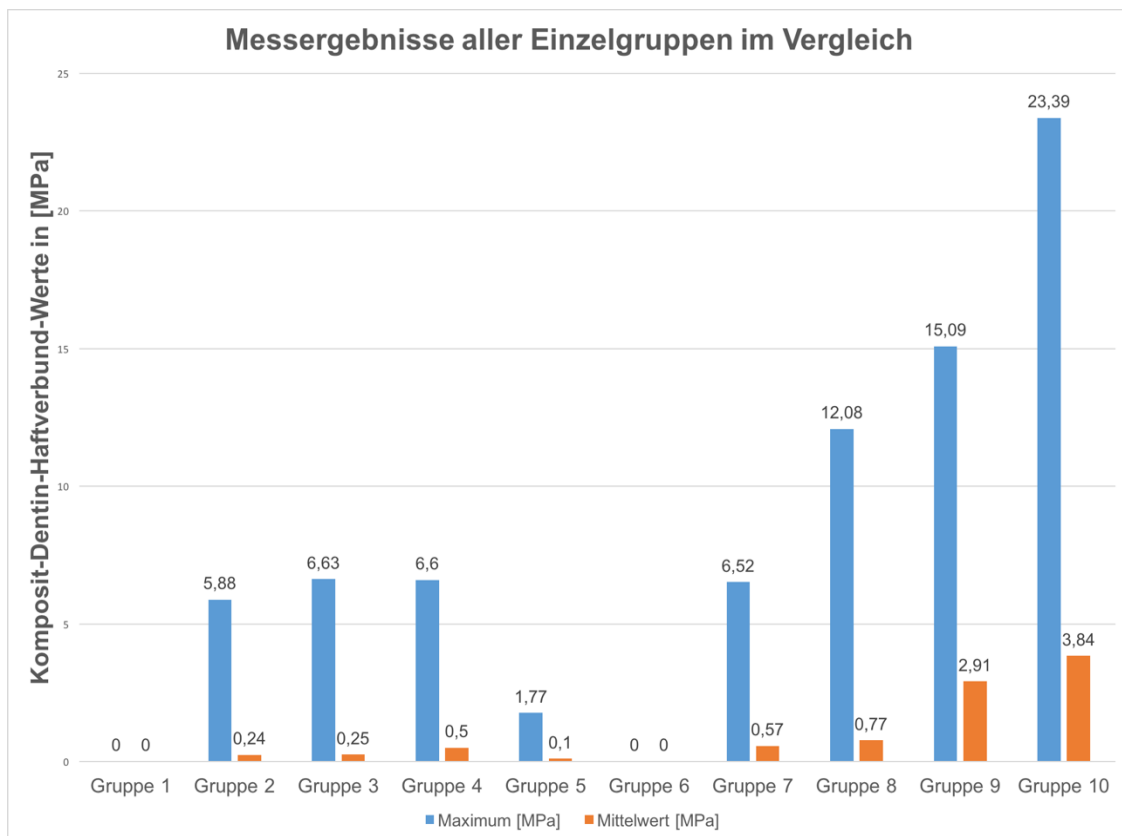


Abb. 12: Messergebnisse aller Einzelgruppen im Vergleich

Gruppen	Minimum [MPa]	Maximum [MPa]	Mittelwert [MPa]	Std.-Abweichung
Gruppe 1	0	0	0	0
Gruppe 2	0	5,88	0,24	1,08
Gruppe 3	0	6,63	0,25	1,17
Gruppe 4	0	6,6	0,5	1,51
Gruppe 5	0	1,77	0,1	0,37
Gruppe 6	0	0	0	0
Gruppe 7	0	6,52	0,57	1,58
Gruppe 8	0	12,08	0,77	2,43
Gruppe 9	0	15,09	2,91	4,84
Gruppe 10	0	23,39	3,84	5,92

Tab. 6: Messergebnisse aller Einzelgruppen im Vergleich in Tabellenform

Gruppe 1: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 2: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 3: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 4: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 5: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Gruppe 6: Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 7: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, keine Polymerisation

Gruppe 8: Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, Polymerisationsdauer 240 s

Gruppe 9: Adhese® (härten), Venus® Flow, Polymerisation 240 s

Gruppe 10: Adhese® (härten), Variolink®, Polymerisation 240 s

Die signifikant höchsten Komposit-Dentin-Haftverbund-Werte wurden in den Gruppen 9 und 10 mit Mittelwerten von 2,91 MPa und 3,84 MPa erzielt. Die Gruppen 1 bis 8 unterscheiden sich nicht signifikant voneinander, hier wurden ausschließlich Mittelwerte zwischen 0 und 1 MPa erzielt. Die Nullhypothese nimmt an, dass die Verteilung des durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbunds über alle Gruppen hinweg gleich ist. Folgende Parameter hätten also keinen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund:

1. Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)
2. Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lighthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)
3. Separates Belichten des Adhäsivsystems
4. Unterschiedlich abschließende Polymerisationsdauern

Diese Nullhypothese wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test überprüft. Da eine Signifikanz von 0,000 festgestellt wurde, gilt die Nullhypothese als nicht bestätigt. Deshalb wurde die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen:

Mindestens einer der oben gelisteten Parameter hatte Einfluss auf den durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbund.

Um herauszufinden, welcher der Parameter Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund hatte, wurden alle Gruppen untereinander mit Hilfe des Dunn-Bonferroni-Tests verglichen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 zu finden.

Jeder Knoten enthält den durchschnittlichen Stichprobenrang Gruppe.

Stichprobe 1. Stichpr...	Test- statistik	Std.- Fehler	Standardtest- statistik	Sig.	Angep. Sig.
1.6	,000	14,333	,000	1,000	1,000
1.3	-9,629	14,333	-,672	,502	1,000
1.2	-9,657	14,333	-,674	,500	1,000
1.5	-13,343	14,333	-,931	,352	1,000
1.4	-19,229	14,333	-1,342	,180	1,000
1.8	-20,071	14,333	-1,400	,161	1,000
1.7	-28,143	14,333	-1,963	,050	1,000
1.9	-57,729	14,333	-4,028	,000	,003
1.10	-77,200	14,333	-5,386	,000	,000
6.3	9,629	14,333	,672	,502	1,000
6.2	9,657	14,333	,674	,500	1,000
6.5	13,343	14,333	,931	,352	1,000
6.4	19,229	14,333	1,342	,180	1,000
6.8	20,071	14,333	1,400	,161	1,000
6.7	28,143	14,333	1,963	,050	1,000
3.2	,029	14,333	,002	,998	1,000
3.5	-3,714	14,333	-,259	,796	1,000
3.4	-9,600	14,333	-,670	,503	1,000
3.8	-10,443	14,333	-,729	,466	1,000
3.7	-18,514	14,333	-1,292	,196	1,000
3.9	-48,100	14,333	-3,356	,001	,036
3.10	-67,571	14,333	-4,714	,000	,000
2.5	-3,686	14,333	-,257	,797	1,000
2.4	-9,571	14,333	-,668	,504	1,000
2.8	-10,414	14,333	-,727	,467	1,000
2.7	-18,486	14,333	-1,290	,197	1,000
2.9	-48,071	14,333	-3,354	,001	,036
2.10	-67,543	14,333	-4,712	,000	,000
5.4	5,886	14,333	,411	,681	1,000
5.8	-6,729	14,333	-,469	,639	1,000
5.7	-14,800	14,333	-1,033	,302	1,000
4.8	-,843	14,333	-,059	,953	1,000
4.7	-8,914	14,333	-,622	,534	1,000
4.9	-38,500	14,333	-2,686	,007	,325
4.10	-57,971	14,333	-4,045	,000	,002
8.7	8,071	14,333	,563	,573	1,000
8.9	-37,657	14,333	-2,627	,009	,387
8.10	-57,129	14,333	-3,986	,000	,003
7.9	-29,586	14,333	-2,064	,039	1,000
7.10	-49,057	14,333	-3,423	,001	,028
9.10	-19,471	14,333	-1,358	,174	1,000

Jede Zeile testet die Nullhypothese, dass die Verteilungen von Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind. Asymptotische Signifikanz (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist .05. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests korrigiert.

Tab. 7: Gruppenvergleiche mit dem Dunn-Bonferroni-Tests
Größere Ansicht im Anhang II.1

Im Folgenden wird jede Gruppe einzeln besprochen und die jeweilige deskriptive Statistik betrachtet.

6.2.1 Gruppe 1

Syntac® (Heliobond nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Gruppe 1 wurde als Adhäsivsystem Syntac® Classic verwendet, es wurde nicht separat belichtet. Als Befestigungskomposit diente Venus® Flow. Das befestigte Inlay wurde 60 Sekunden belichtet.

Alle 35 hergestellten Stäbchen zerbrachen in dieser Gruppe frühzeitig, sodass der Mittelwert Kraft/Fläche der gesamten Gruppe bei 0 MPa liegt, siehe Tabelle 8.

Deskriptive Statistik – Gruppe 1

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	,00	,00	,00

Tab. 8: Deskriptive Statistik Gruppe 1

Syntac® (Heliobond nicht härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Der Kruskal-Wallis-Test mit anschließendem Post-hoc-Test nach Dunn-Bonferroni ergab, dass sich Gruppe 1 in Bezug auf die Komposit-Dentin-Haftverbundwerte ausschließlich von Gruppe 9 und 10 unterscheidet ($p < 0,05$). Die Effektstärke, mit der sich der Komposit-Dentin-Haftverbund von Gruppe 1 zu Gruppe 9 unterscheidet, liegt bei $d=0,48$ und wird damit laut Cohen als mittel bis stark eingeordnet. Zwischen den Gruppen 1 und 10 ist die Effektstärke $d=0,64$ und nach Cohen damit als stark zu bewerten. Charakteristisch für die Gruppe 1 sind viele offene Dentintubuli, die nicht durch das Adhäsiv verschlossen wurden, Abbildung 13 zeigt dies exemplarisch, es wurde ein unverschlossener Dentintubuli zur Verdeutlichung markiert.

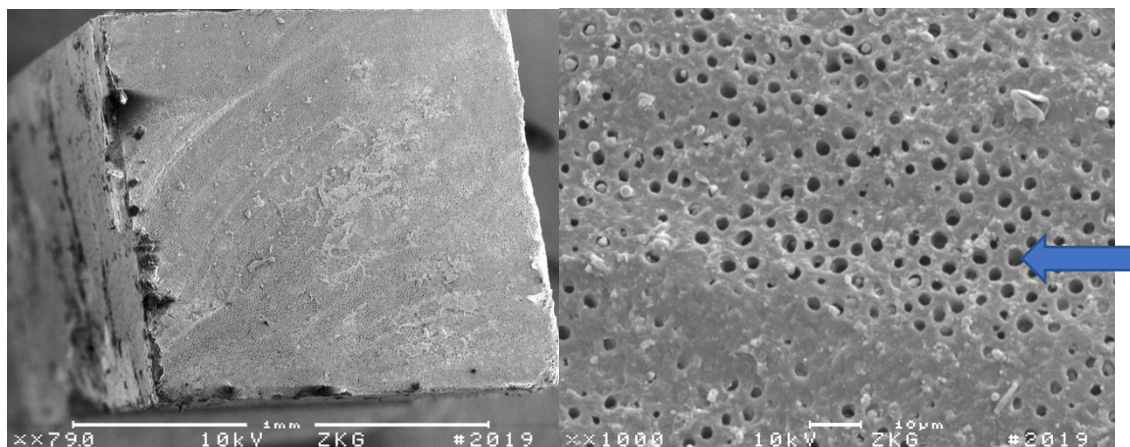


Abb. 13: REM-Bilder der Gruppe 1 in 79 und 1000 facher Vergrößerung. Auffallend sind die vielen unverschlossenen Dentintubuli (siehe Pfeil).

6.2.2 Gruppe 2

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus®Flow, Polymerisationsdauer 120 s

Wie in Gruppe 1 wurde auch in Gruppe 2 Syntac® Classic als Adhäsivsystem verwendet und dieses nicht separat polymerisiert. Als Befestigungskomposit diente Venus® Flow. Im Unterschied zu Gruppe 1 wurde das befestigte Inlay nicht für 60, sondern für 120 Sekunden belichtet. Von den 35 hergestellten Stäbchen konnten 2 dem Microtensile-Test unterzogen werden, was einem Prozentanteil von 5,7 % entspricht. Der durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbundwert von Gruppe 2 liegt bei 0,25 MPa, siehe Tabelle 9. Damit unterscheidet sich Gruppe 2 signifikant von Gruppe 9 und 10 ($p < 0,05$), nicht hingegen von den anderen Gruppen ($p > 0,05$). Die Effektstärke des Unterschieds zwischen Gruppe 2 und 9 ist $d=0,40$ und ist nach Cohen als mittelgroß einzuordnen. Zwischen den Gruppen 2 und 10 ist die Effektstärke nach Cohen jedoch stark, da sie bei $d=0,56$ liegt. Die Abbildung 14 zeigt das Verhalten eines Stäbchens der Gruppe 2 im Kraft-Weg-Diagramm des Microtensile-Tests. Die Krafteinwirkung von 7,82 Newton führte in diesem Beispiel zur Fraktur des Stäbchens.

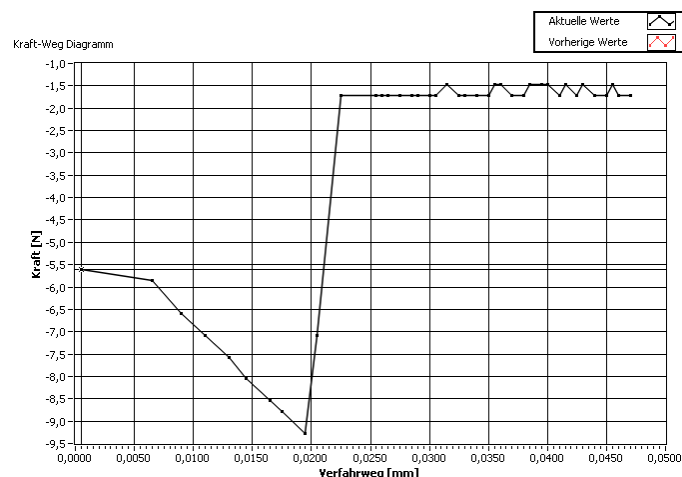


Abb. 14: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 2

Deskriptive Statistik – Gruppe 2

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	5,88	,24	1,08

Tab. 9: Deskriptive Statistik Gruppe 2

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus®Flow, Polymerisationsdauer 120 s

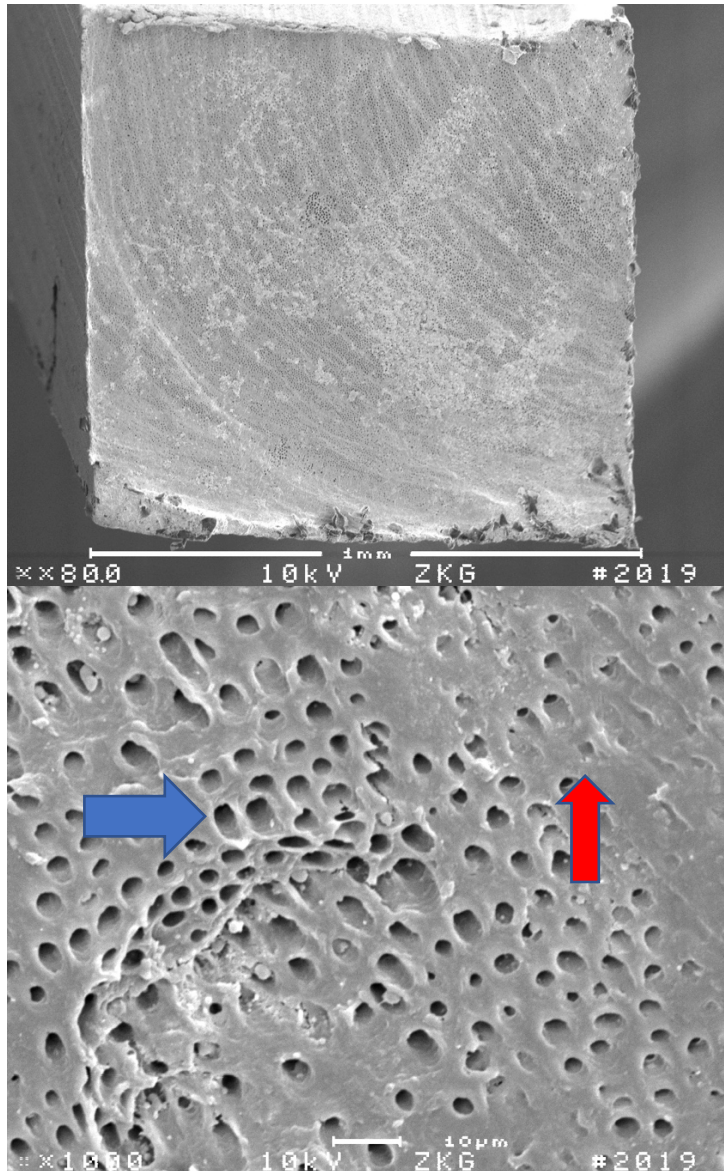


Abb. 15: REM- Bilder der Gruppe 2 in 80 und 1000 facher Vergrößerung. Der blaue Pfeil markiert offene und der rote Pfeil verschlossene Dentintubuli.

Unter dem REM zeigen sich in Gruppe 2 ähnliche Bilder wie in Gruppe 1: Nur ein kleiner Teil der Dentintubuli wurde von dem nicht separat gehärteten Adhäsiv verschlossen. Exemplarisch für Gruppe 2 ist die Abbildung 15. Auf dieser sieht man in einer 80 und 1000 fachen Vergrößerung viele unverschlossene Dentintubuli, einer davon ist beispielhaft mit einem blauen Pfeil markiert. Der rote Pfeil zeigt hingegen auf ein Areal, in dem die Tubuli durch das Adhäsiv versiegelt wurden.

6.2.3 Gruppe 3

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus®Flow, Polymerisationsdauer 240 s

Wie in Gruppe 1 und 2 wurde Syntac® Classic als Adhäsivsystem verwendet, welches nicht separat gehärtet wurde. Als Befestigungskomposit diente Venus® Flow. Lediglich die Polymerisationsdauer nach Befestigung des Inlays unterschied sich zu Gruppen 1 und 2 und lag bei 240 Sekunden. Genau wie in Gruppe 2 konnten 2 der 35 hergestellten Stäbchen dem Microtensile-Test unterzogen werden, also 5,7 %. Die Gruppe erreicht einen durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbundwert von 0,25 MPa, siehe Tabelle 10. Ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) manifestiert sich demnach im Vergleich zu Gruppe 9 mit einer nach Cohen mittleren Effektstärke von $d=0,40$ und zu Gruppe 10 mit einer nach Cohen starken Effektstärke von 0,56. Abb. 16 zeigt beispielhaft für die Gruppe 3 ein Kraft-Weg-Diagramm, bei dem der Bruch des Stäbchens bei 8,55 Newton erfolgte.

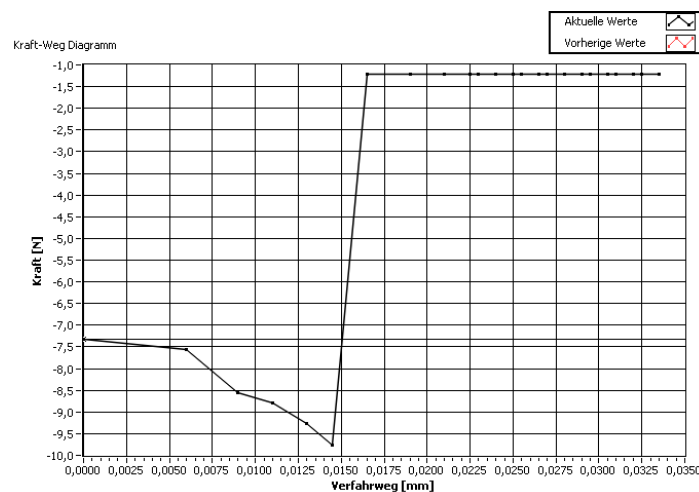


Abb. 16: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 3

Deskriptive Statistik – Gruppe 3

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	6,63	,25	1,17

Tab. 10: Deskriptive Statistik Gruppe 3

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Venus®Flow, Polymerisationsdauer 240 s

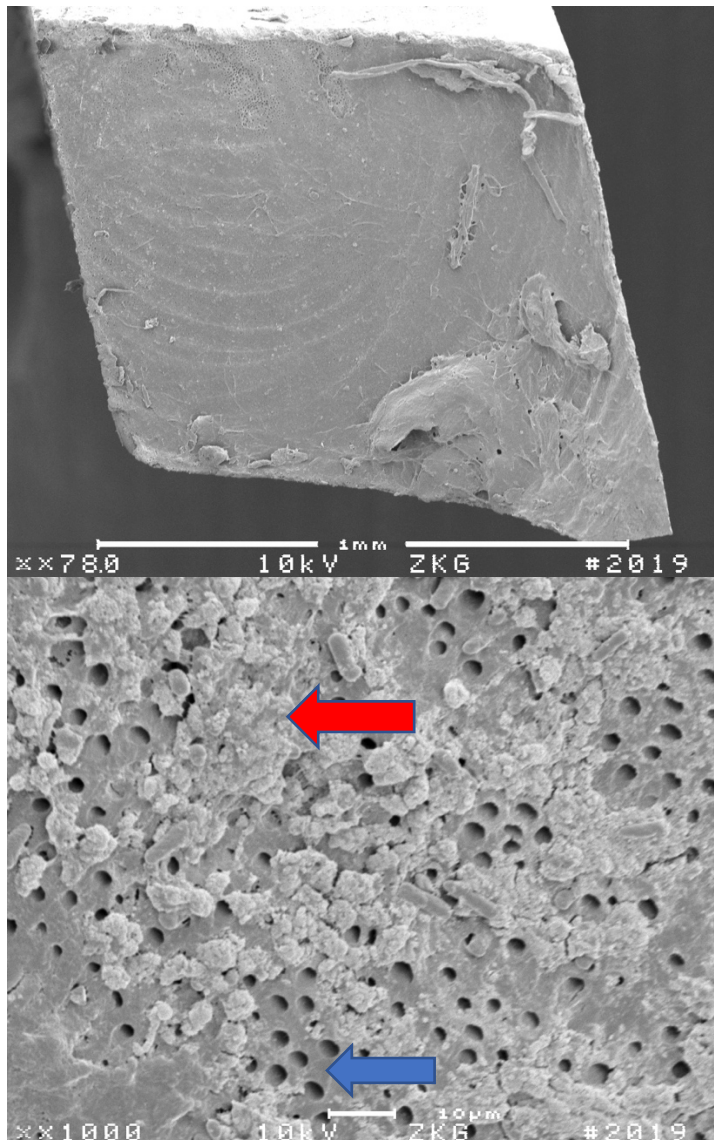


Abb. 17: REM-Bilder der Gruppe 3 in 78 und 1000facher Vergrößerung. Der blaue Pfeil markiert offene und der rote Pfeil verschlossene Dentintubuli.

In Gruppe 3 ergeben sich unter dem REM ähnliche Bilder wie in Gruppe 1 und 2: Es sind viele offene Dentintubuli sichtbar, die auf Abbildung 17 mit einem blauen Pfeil markiert sind. Der rote Pfeil zeigt hingegen Areale, in denen die Tubuli durch das Adhäsiv verschlossen wurden. Das Adhäsiv wirkt in diesen Bereichen klumpig und aufgelagert, es ist keine einheitliche Schicht erkennbar.

6.2.4 Gruppe 4

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

In Gruppe 4 wurde Syntac® Classic als Adhäsivsystem verwendet. Im Unterschied zu Gruppen 1 bis 3 wurde das Heliobond des Adhäsivsystems für 20 Sekunden mit einer Polymerisationslampe belichtet. Venus® Flow diente als Befestigungskomposit. Die Polymerisationsdauer nach Inserierung des Inlays betrug 60 Sekunden. 4 von 35 Stäbchen konnten mit dem Microtensile-Test untersucht werden, dies entspricht 11,4 %. Abbildung 18 zeigt beispielhaft für Gruppe 4 ein Kraft-Weg-Diagramm, bei dem der Bruch des Stäbchens bei 8,05 Newton erfolgte.

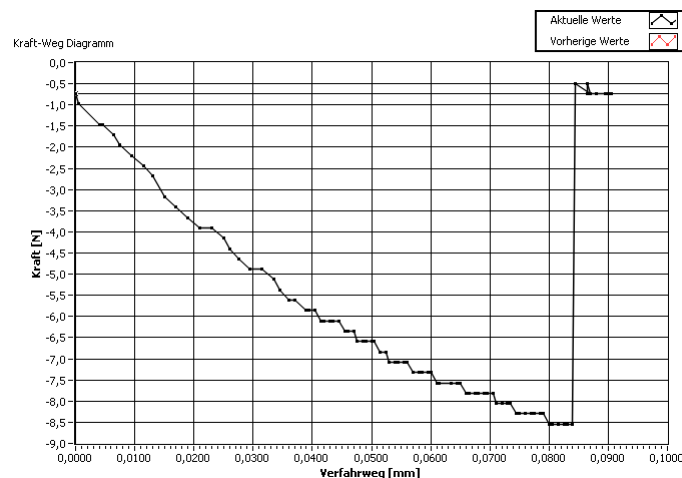


Abb. 18: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 4

Deskriptive Statistik – Gruppe 4

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	6,60	,50	1,50

Tab. 11: Deskriptive Statistik Gruppe 4

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 60 s

Für die gesamte Gruppe liegt der durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbundwert nach Einbeziehung der 31 gebrochenen Stäbchen, die jeweils mit 0 MPa in die Statistik mit einfließen, bei 0,50 MPa, siehe Tabelle 11. Damit weist Gruppe 4 ausschließlich einen signifikanten Unterschied zu Gruppe 10 auf ($p < 0,05$). Die Effektstärke liegt bei $d=0,48$ und kann damit nach Cohen als mittelstark eingestuft werden.

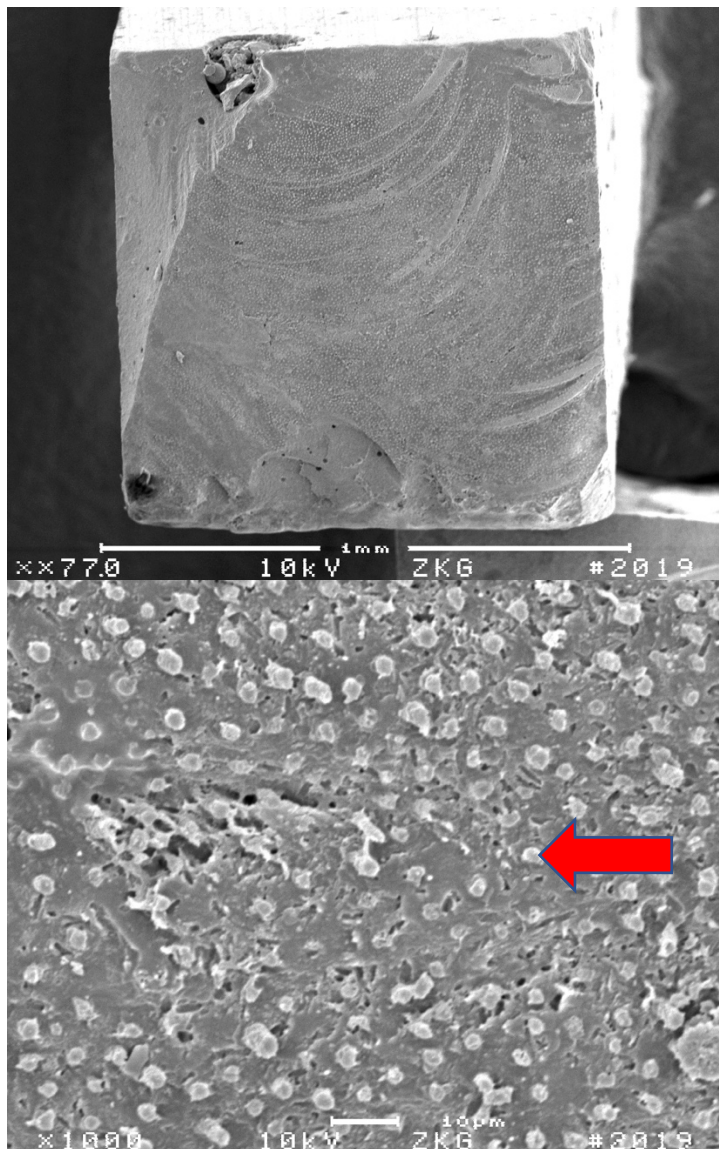


Abb.19: REM-Bilder der Gruppe 4 in 77 und 1000 facher Vergrößerung. Der rote Pfeil markiert beispielhaft einen verschlossenen Dentintubuli.

Die REM Bilder der Gruppe 4 zeigen, dass nahezu alle Dentintubuli durch das separat gehärtete Adhäsiv verschlossen wurden. Exemplarisch für die gesamte Gruppe steht Abbildung 19. Diese zeigt das Dentin-Komposit-Interface eines Probenstäbchens in 77 und 1000 facher Vergrößerung. Bei 1000 facher Vergrößerung sind die verschlossenen Dentintubuli deutlich zu erkennen, eins davon ist beispielhaft markiert.

6.2.5 Gruppe 5

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

In Gruppe 5 wurde als Adhäsivsystem Syntac® Classic verwendet. Wie in Gruppe 4 wurde das Heliobond für 20 Sekunden separat belichtet. Als Befestigungskomposit diente Venus® Flow. Die Polymerisationsdauer betrug 120 Sekunden. 30 von 35 hergestellten Stäbchen zerbrachen vorzeitig und flossen mit einem Komposit-Dentin-Haftverbund von 0 MPa in die Berechnung mit ein. 5 Stäbchen, also 14,3 % konnten dem Microtensile-Test unterzogen werden. Das Kraft-Weg-Diagramm der Abbildung 20 steht beispielhaft für Gruppe 5. Der Bruch des Stäbchens erfolgte bei einer Krafteinwirkung von 1,95 Newton.

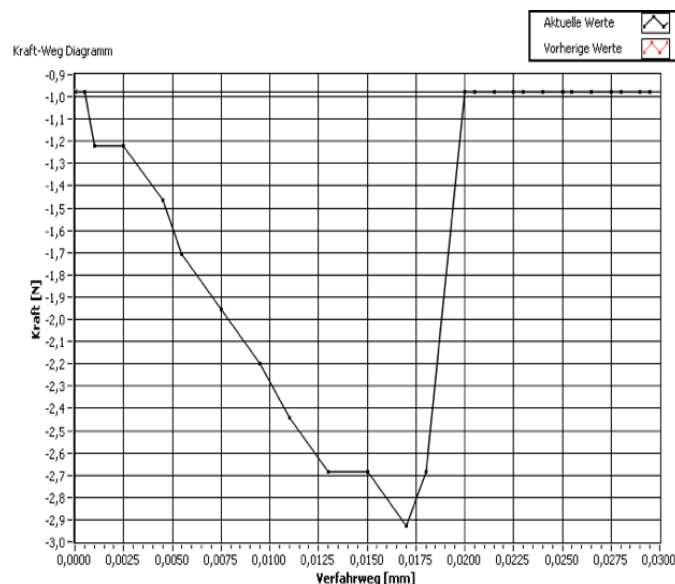


Abb. 20: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 5

Der Komposit-Dentin-Haftverbund liegt in dieser Gruppe durchschnittlich bei 0,1 MPa, siehe Tabelle 12. Damit unterscheidet sich der Mittelwert des Komposit-Dentin-Haftverbunds signifikant von Gruppe 10 ($p < 0,05$) mit einer nach Cohen starken Effektstärke von $d=0,53$. Nach der Bonferroni-Korrektur für multiples Testen unterscheiden sich Gruppe 5 und 9 nicht signifikant voneinander ($p=0,088$). Nimmt man aber an, dass der Komposit-Dentin-Haftverbund von Gruppe 9 stärker als der von Gruppe 5 ist, darf man einseitig statt zweiseitig auf Signifikanz prüfen. Somit unterscheiden sich die beiden Gruppen doch signifikant voneinander ($p=0,044$). Die Effektstärke liegt bei $d=0,37$ und gilt damit nach Cohen als mittelstark.

Die REM-Bilder der Gruppe 5 zeigen ähnliche Bilder wie in Gruppe 4: Exemplarisch für die gesamte Gruppe 5 ist Abbildung 21. Darauf sind Dentintubuli zu erkennen, die durch das separat belichtete Adhäsiv verschlossen wurden, eins davon ist beispielhaft markiert.

Deskriptive Statistik – Gruppe 5

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	1,77	,10	,37

Tab. 12: Deskriptive Statistik Gruppe 5

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 120 s

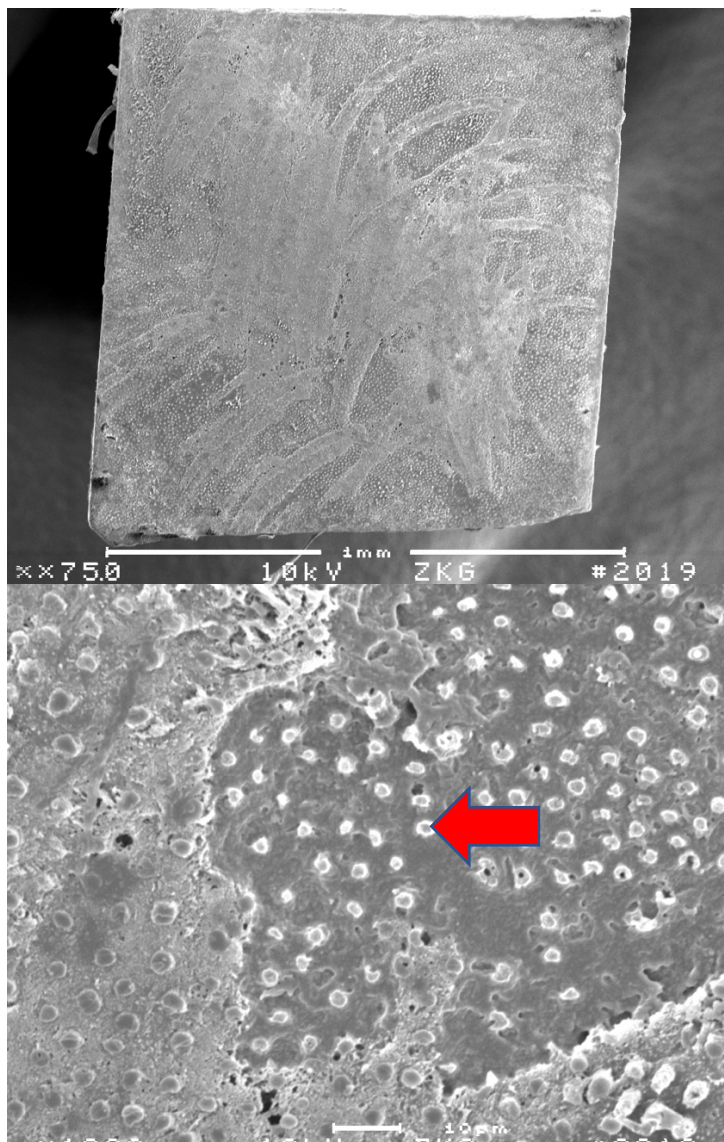


Abb. 21: REM-Bilder der Gruppe 5 in 75 und 1000 facher Vergrößerung. Der rote Pfeil markiert beispielhaft einen verschlossenen Dentintubuli.

6.2.6 Gruppe 6

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

In der Gruppe 6 wurde Syntac® Classic als Adhäsivsystem verwendet. Wie in Gruppe 4 und 5 wurde auch in dieser Gruppe das Heliobond gesondert belichtet. Venus® Flow diente als Befestigungskomposit für das Kompositinlay. Die Polymerisationsdauer betrug 240 Sekunden. Wie in Gruppe 1 zerbrachen alle 35 Stäbchen während des Herstellungsprozesses. Demnach liegt der durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbund der Gruppe bei 0 MPa und es konnten keine Stäbchen kontrolliert im Microtensile-Test gebrochen werden, siehe Tabelle 13. Gruppe 6 unterscheidet sich in Bezug auf den durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbund signifikant von Gruppe 9 ($p < 0,05$) mit einer nach Cohen mittelstarken Effektstärken von $d=0,48$ und von Gruppe 10 ($p < 0,05$) mit einer nach Cohen starken Effektstärke von $d=0,56$. Die REM-Bilder der Gruppe 6 zeigen ähnlich wie in Gruppe 4 und 5 viele verschlossene Dentintubuli. Abbildung 22 steht exemplarisch für die gesamte Gruppe 6.

Deskriptive Statistik – Gruppe 6

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	,00	,00	,00

Tab. 13: Deskriptive Statistik Gruppe 6

Syntac® (Heliobond® härten), Venus® Flow, Polymerisationsdauer 240 s

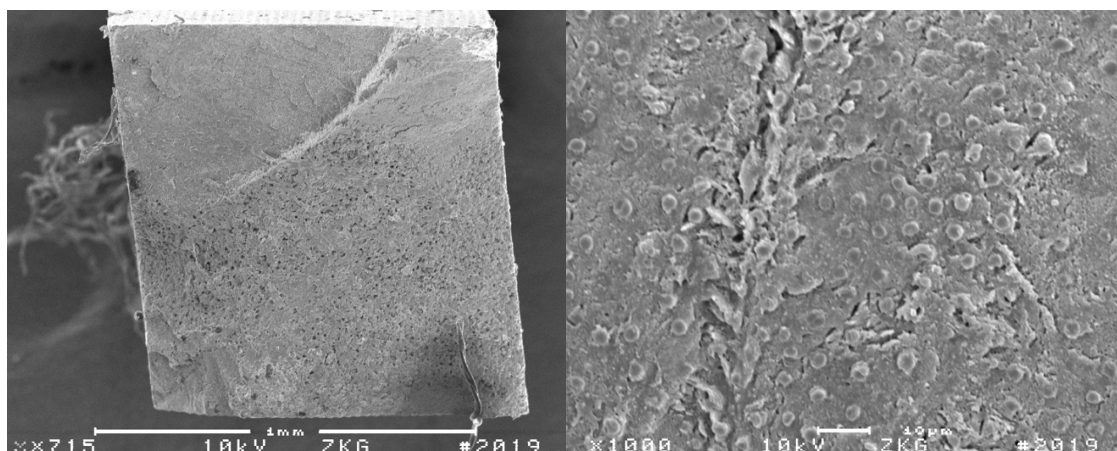


Abb. 22: REM-Bilder der Gruppe 6 in 71,5 und 1000 facher Vergrößerung.

6.2.7 Gruppe 7

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, keine Polymerisation

In Gruppe 7 wurde Syntac® Classic als Befestigungskomposit verwendet. Wie in Gruppe 1 bis 3 wurde dieses nicht separat polymerisiert. Als Befestigungskomposit diente das dualhärtende Variolink®. Das Inlay wurde nach der Inserierung nicht polymerisiert. Es konnten 6 Stäbchen für den Microtensile-Test verwendet werden, was 17,1 % entspricht. Der durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbund liegt bei 0,57 MPa, siehe Tabelle 14. Die statistische Auswertung ergibt für Gruppe 7 im Hinblick auf den durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbund einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zu Gruppe 10 mit einer nach Cohen mittleren Effektstärke von $d=0,41$. Nachfolgende Abbildung 23 zeigt beispielhaft das Kraft-Weg-Diagramm eines Stäbchens der Gruppe 7 im Microtensile-Test. Der Bruch des Stäbchens erfolgte bei einer Krafteinwirkung von 5,62 Newton.

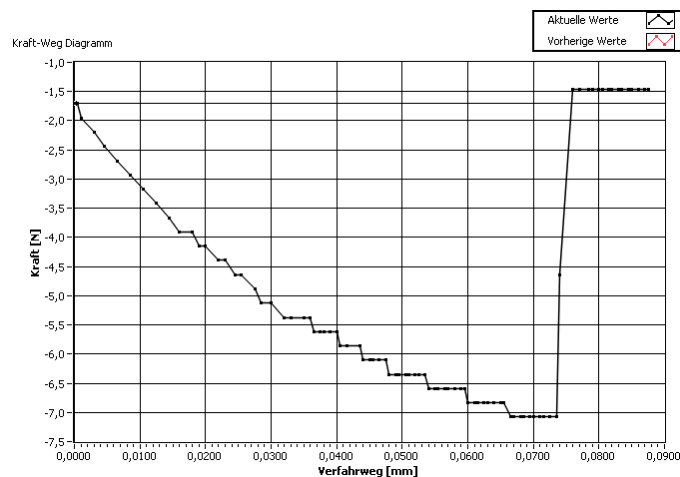


Abb. 23: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 7

Deskriptive Statistik – Gruppe 7

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	6,52	,57	1,58

Tab. 14: Deskriptive Statistik Gruppe 7
Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, keine Polymerisation

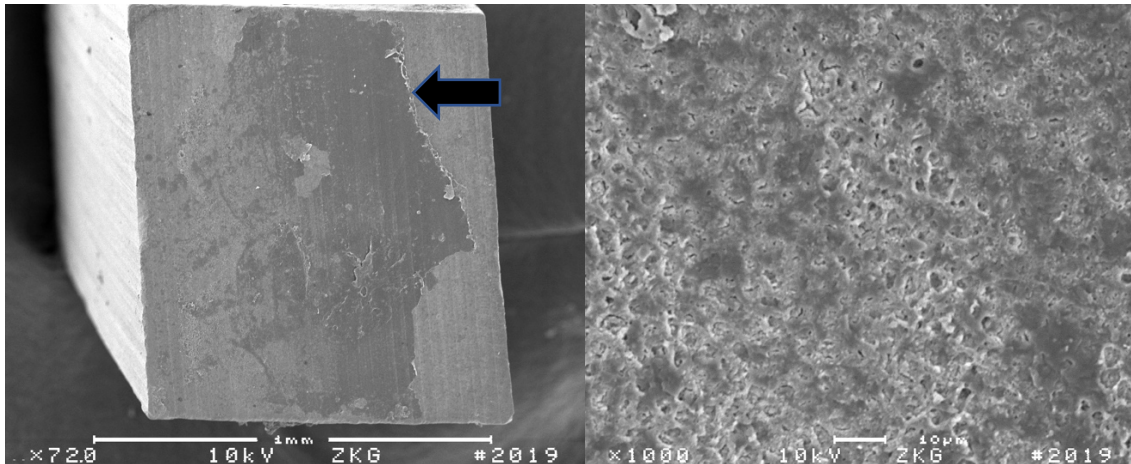


Abb. 24: REM-Bilder der Gruppe 7 in 72 und 1000 facher Vergrößerung. Der schwarze Pfeil markiert die Grenze, an der sich das Adhäsiv gelöst hat.

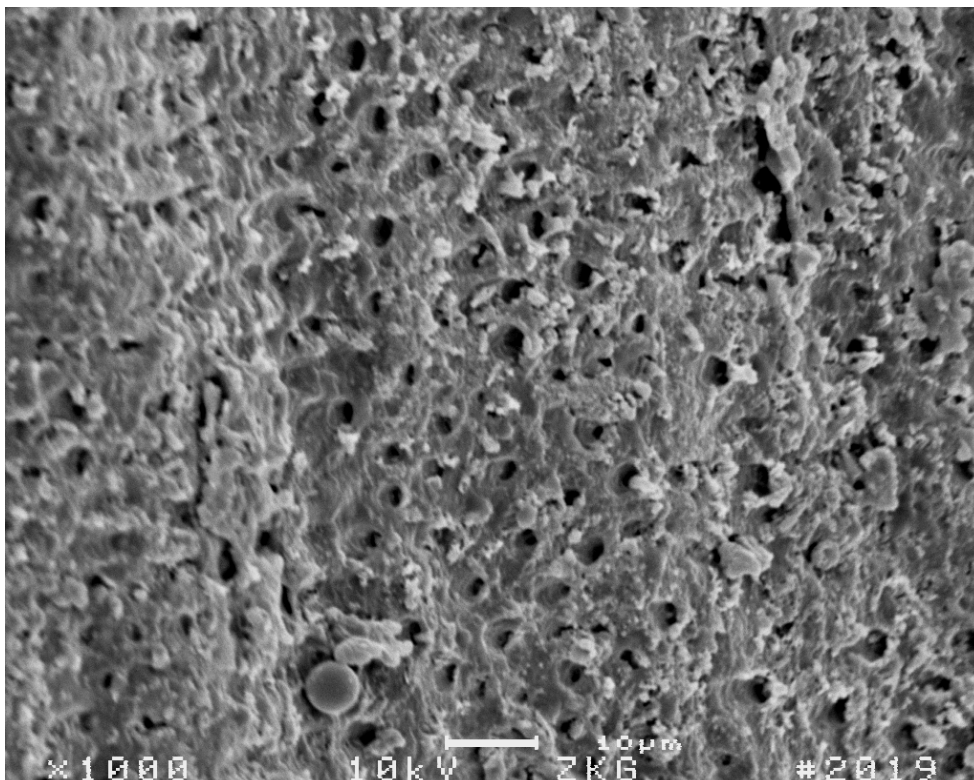


Abb. 25: REM-Bild aus der Gruppe 7 mit 1000 facher Vergrößerung.

Die REM-Bilder der Gruppe 7 zeigen eine dickere Adhäsivschicht auf dem Proben-Interface, dies ist auf Abbildung 24 bei 1000 facher Vergrößerung zu erkennen. Bei 72 facher Vergrößerung scheint es zudem, als ob das Adhäsiv sich abgelöst hätte, dies ist mit dem schwarzen Pfeil markiert. Abbildung 25 zeigt einen Bereich, in dem das Adhäsiv unregelmäßig verteilt ist und auch die Dentintubuli nur zu einem Teil verschließt.

6.2.8 Gruppe 8

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, Polymerisationsdauer 240 s

Wie bei Gruppe 1 bis 7 wurde in der Gruppe 8 Syntac® Classic als Adhäsivsystem verwendet. Dieses wurde nicht separat polymerisiert. Als Befestigungskomposit fungierte Variolink®. Die Polymerisationsdauer wurde auf 240 Sekunden festgelegt. 4 der 35 Stäbchen konnten für den Microtensile-Test verwendet werden. Dies entspricht 11,4 %, die restlichen 88,6 % zerbrachen schon bei der Herstellung der Stäbchen. Der Mittelwert des Komposit-Dentin-Haftverbund liegt bei 0,77 MPa, siehe Tabelle 15. Nach der statistischen Analyse unterscheidet sich die Gruppe damit signifikant ($p < 0,05$) von Gruppe 10 mit einer nach Cohen mittelstarken Effektstärke von $d = 0,48$. Die folgende Abbildung zeigt das Kraft-Weg-Diagramm eines Stäbchens der Gruppe 8. In diesem Beispiel erfolgte der kontrolliert herbeigeführte Bruch bei einer zugegebenen Kraft von 11,96 Newton.

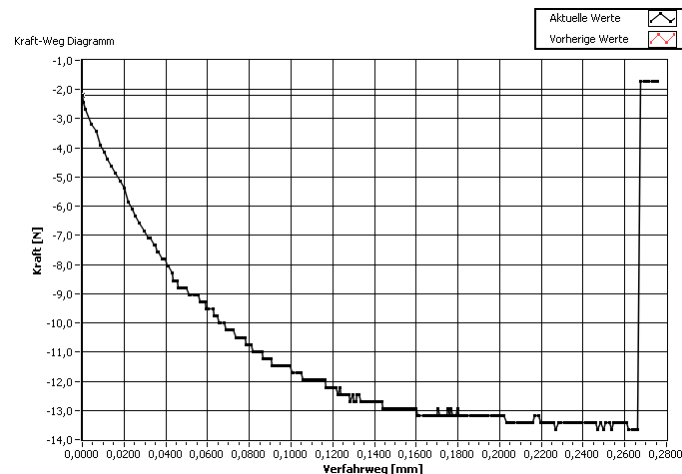


Abb. 26: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 8

Deskriptive Statistik – Gruppe 8

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	12,08	,77	2,43

Tab. 15: Deskriptive Statistik Gruppe 8

Syntac® (Heliobond® nicht härten), Variolink®, Polymerisationsdauer 240 s

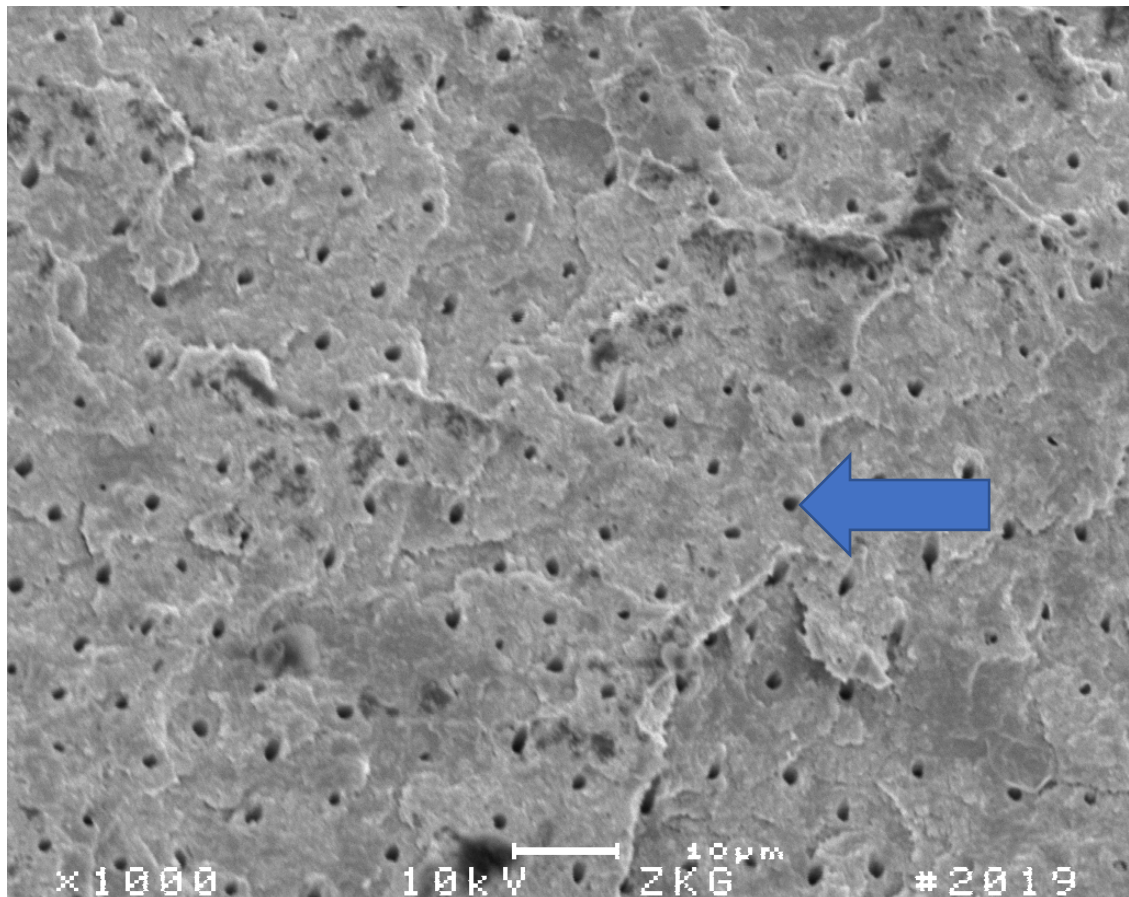


Abb. 27: REM-Bild der Gruppe 8 mit 1000 facher Vergrößerung.

Die REM-Bilder der Gruppe 8 zeigen, dass das Adhäsiv unregelmäßig auf dem Dentin aufgelagert ist. Dabei verschließt das Adhäsiv die Dentintubuli nicht. Dies zeigt Abbildung 27 exemplarisch für die gesamte Gruppe, ein nicht verschlossenes Tubuli ist beispielhaft markiert.

6.2.9 Gruppe 9

Adhese® (härten), Venus® Flow, Polymerisation 240 s

In der Gruppe 9 wurde Adhese® Universal als Adhäsivsystem verwendet. Dieses wurde 10 Sekunden separat belichtet, bevor das Kompositinlay mit dem Befestigungskomposit Venus® Flow eingesetzt wurde. Anschließend wurde das inserierte Inlay 240 Sekunden mit einer Polymerisationslampe belichtet. In dieser Gruppe konnten 11 der 35 Stäbchen mit dem Microtensile-Test geprüft werden, dies entspricht 31,4 %. Dabei beträgt der maximale Komposit-Dentin-Haftverbund 15,01 MPa. Der durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbund beträgt 2,91 MPa, siehe Tabelle 16. Dieser Wert unterscheidet sich von Gruppe 1 bis 8 signifikant ($p < 0,05$), mit nach Cohen mittleren Effektgrößen (siehe 6.2.1 bis 6.2.8). Die folgende Abbildung zeigt den Bruch des Stäbchens bei einer Kraftanwendung von 7,33 Newton.

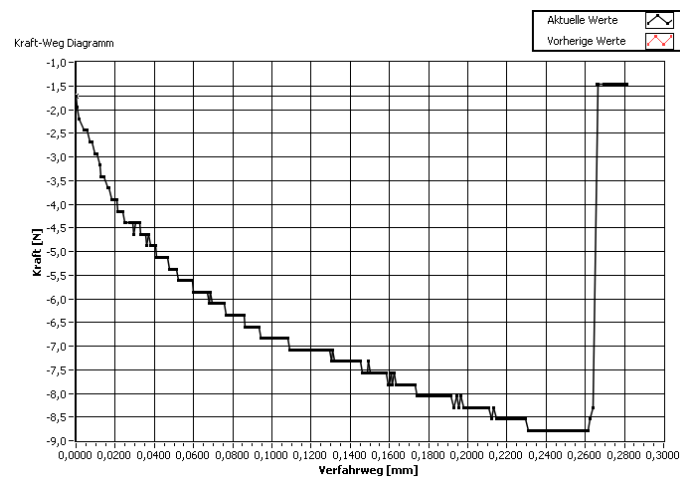


Abb. 28: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 9

Deskriptive Statistik – Gruppe 9

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	15,09	2,91	4,84

Tab. 16: Deskriptive Statistik Gruppe 9

Adhese® (härten), Venus® Flow, Polymerisation 240 s

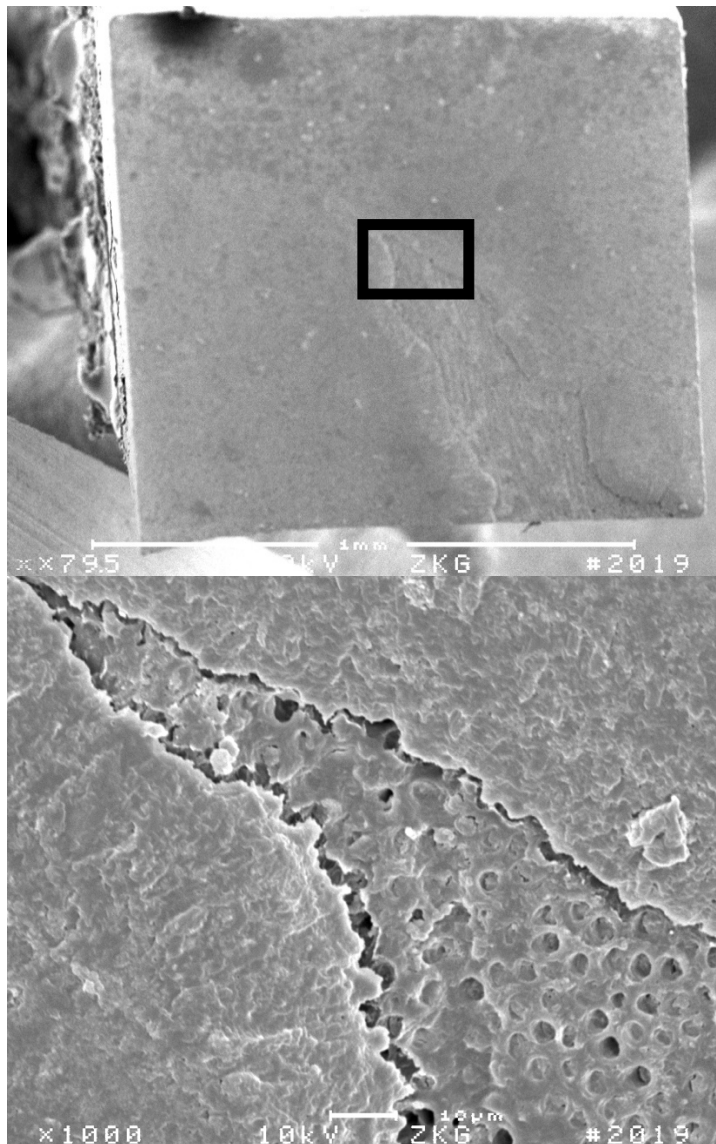


Abb. 29: REM-Bilder der Gruppe 9 in 79,5 und 1000 facher Vergrößerung. Der schwarze Rahmen zeigt, welche Fläche 1000 fach vergrößert wurde.

Die REM-Bilder der Gruppe 9 zeigen, dass das Adhäsiv das Dentin in dieser Gruppe überwiegend in einer regelmäßigen Schicht überdeckt. Dies ist exemplarisch für die gesamte Gruppe 9 in Abbildung 29 zu sehen. Zudem lassen sich in Gruppe 9 mehrfach Brüche in der Adhäsivschicht erkennen. Ein Beispiel dafür ist bei 1000 facher Vergrößerung gut zu erkennen. Der Bildausschnitt ist zur Orientierung in der 79,5 fachen Vergrößerung mit schwarzen Rahmen gekennzeichnet.

6.2.10 Gruppe 10

Adhese® (härten), Variolink®, Polymerisation 240 s

In Gruppe 10 wurde wie in Gruppe 9 Adhese® Universal als Adhäsivsystem verwendet und separat belichtet. Als Befestigungskomposit diente Variolink®, die Polymerisationsdauer betrug 240 Sekunden. Aus dem Herstellungsprozess gingen 15 verwendbare Stäbchen hervor, was 42,9 % entspricht. Damit erzielte diese Gruppe die meisten verwendbaren Stäbchen. In der Gruppe wurde ein maximaler Komposit-Dentin-Haftverbund von 23,39 MPa erreicht. Im Durchschnitt liegt der Komposit-Dentin-Haftverbund bei 3,84 MPa, siehe Tabelle 17. Es ist ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) zu Gruppe 1 bis 8 festzustellen, nicht jedoch zu Gruppe 9 ($p > 0,05$). Die genauen Effektstärken sind in den Beschreibungen von Gruppe 1 bis 8 aufgeführt. Die nachfolgenden Abbildung 30 zeigt den Bruch eines Stäbchens bei 10,01 Newton.

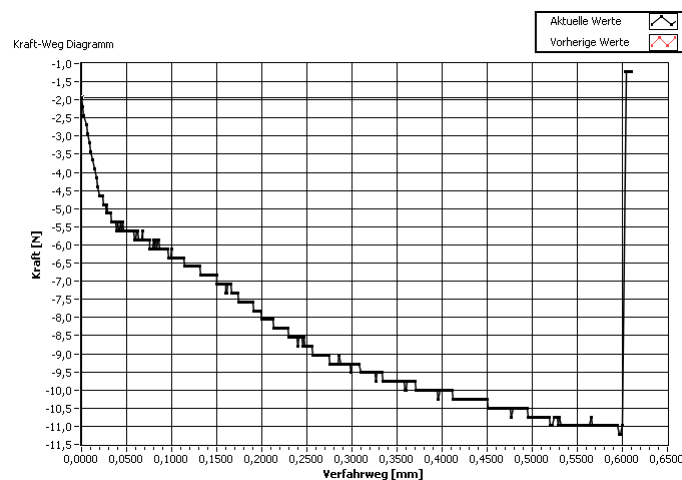


Abb. 30: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 10

Deskriptive Statistik – Gruppe 10

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	35	,00	23,39	3,84	5,92

Tab. 17: Deskriptive Statistik Gruppe 10

Adhese® (härten), Variolink®, Polymerisation 240 s

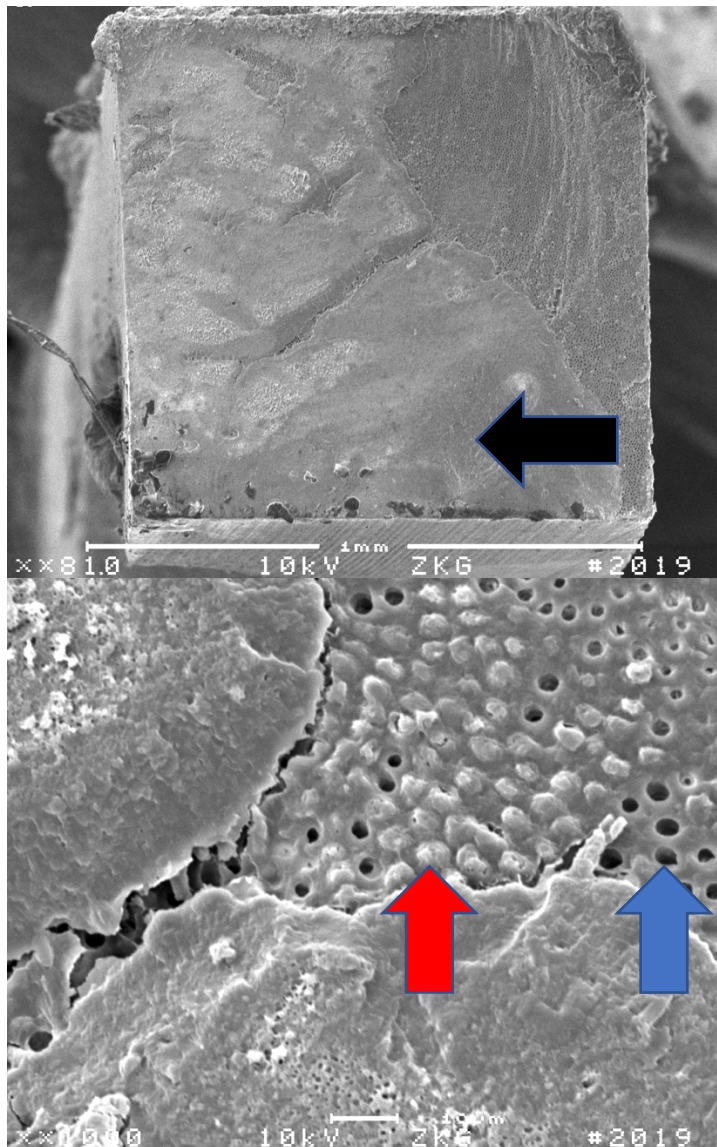


Abb. 31: REM-Bilder der Gruppe 10 in 81 und 1000 facher Vergrößerung. Der schwarze Pfeil markiert den gleichmäßig von Adhäsiv bedeckten Teil der Probenfläche. Der blaue Pfeil markiert beispielhaft einen offenen und der rote Pfeil einen verschlossenen Dentintubuli.

Die REM-Bilder der Gruppe 10 zeigen ähnliche Bilder wie Gruppe 9. Beispielhaft für die gesamte Gruppe 9 ist Abbildung 31. Das Dentin ist weitestgehend mit einer regelmäßigen Adhäsivschicht bedeckt. Dieser Bereich ist bei 81 facher Vergrößerung gut zu erkennen und mit einem schwarzen Pfeil markiert. Zudem gibt es aber auch einen Teil der Probenfläche, von dem sich das Adhäsiv gelöst hat. Dieser Bereich ist bei 1000 facher Vergrößerung gut zu erkennen und beinhaltet offene und geschlossene Dentintubuli. Exemplarisch ist ein offener und ein verschlossener Dentintubuli markiert.

6.3 Betrachtung des Einflusses folgender Parameter auf den Komposit-Dentin-Haftverbund

6.3.1 Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)

Die Nullhypothese lautet, dass die Wahl des Adhäsivsystems keinen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nähme. Syntac® Classic und Adhese® Universal wären damit gleichwertig. Um diese Hypothese zu überprüfen, wurde Gruppe 1 bis 8 in einer großen Syntac® Classic Obergruppe A zusammengefasst, während Gruppe 9 und 10 zu Adhese® Universal Obergruppe B zusammengefasst wurden. Die Komposit-Dentin-Haftverbund-Mittelwerte dieser beiden Gruppen wurden nun anhand eines Mann-Whitney-U-Tests analysiert. Nachfolgende Tabelle 18 zeigt die errechneten Ränge der beiden Gruppen:

Ränge				
	Adhäsivsystem	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Kraft/Fläche [MPa]	Obergruppe A	280	164,51	46062,50
	Obergruppe B	70	219,46	15362,50
	Gesamt	350		

Tab. 18: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests der Obergruppen A (Syntac® Classic) und B (Adhese® Universal)

Der mittlere Rang der Obergruppe B beträgt 219,46, während der mittlere Rang der Obergruppe A nur bei 164,51 liegt.

Statistik für Obergruppe A und B

	Kraft/Fläche [MPa]
Mann-Whitney-U	6722,500
Wilcoxon-W	46062,500
z	-6,859
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000

Tab. 19: Statistik für Obergruppe A (Syntac® Classic) und B (Adhese® Universal)

Die beiden Gruppen unterscheiden sich signifikant voneinander ($p < 0,05$), dies kann aus der oben stehenden Tabelle 19 abgelesen werden. Die Effektstärke liegt bei $d = 0,37$

und ist damit nach Cohen mittelstark. Die Nullhypothese muss demnach abgelehnt werden. Folgende Alternativhypothese wird stattdessen angenommen:

Die Wahl des Adhäsivsystems nimmt Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund. Adhese® Universal zeigt einen signifikant stärkeren Verbund als Syntac® Classic.

Der Mittelwert des Komposit-Dentin-Haftverbund liegt bei Obergruppe A (Syntac® Classic) bei 0,30 MPa, während er bei Obergruppe B (Adhese® Universal) bei 3,37 MPa liegt, dies verdeutlicht Abbildung 32. Auch der höchste erreichte Komposit-Dentin-Haftverbund ist in Obergruppe B mit einem Maximum von 23,39 MPa zu finden, siehe Tabelle 21.

Deskriptive Statistik – Obergruppe A: Syntac® Classic

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	280	,00	12,08	,30	1,30

Tab. 20: Deskriptive Statistik Obergruppe A

Deskriptive Statistik – Obergruppe B: Adhese® Universal

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	70	,00	23,39	3,37	5,39

Tab. 21: Deskriptive Statistik Obergruppe B

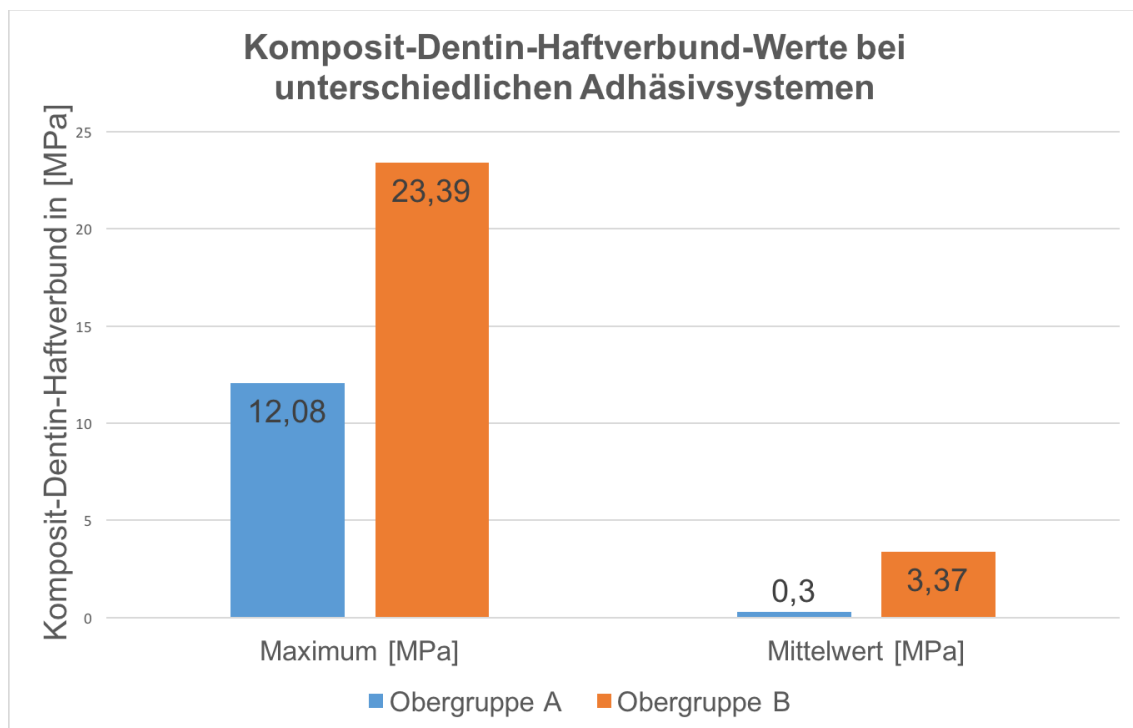


Abb. 32: Komposit-Dentin-Haftverbund-Werte der Obergruppen A und B im Vergleich

6.3.2 Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®)

Es ist mit nachfolgender Begründung die Nullhypothese anzunehmen, dass die Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink®) keinen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt: Gruppe 3 und Gruppe 8 waren ähnlich aufgebaut (Syntac® Classic, kein separates Belichten des Adhäsivsystems, Polymerisationsdauer 240s). Sie unterschieden sich ausschließlich bezüglich des Befestigungskomposits, das zum Inserieren des Inlays verwendet wurde. In Gruppe 3 wurde Venus® Flow als rein lichthärtendes Material verwendet, während in Gruppe 8 Variolink® mit dualhärtenden Eigenschaften eingesetzt wurde. Zwar ist der Komposit-Dentin-Haftverbund-Mittelwert der Gruppe 3 bei 0,25 MPa kleiner als der Mittelwert der Gruppe 8, der bei 0,77 MPa liegt, jedoch ist dieser Unterschied nicht signifikant ($p > 0,05$). Deshalb ist die Nullhypothese anzunehmen. Dies unterstreicht auch der Vergleich zwischen Gruppe 9 und 10. Beide Gruppen waren ähnlich aufgebaut (Adhese® Universal, separates Belichten des Adhäsivsystems, Polymerisationsdauer 240s). Sie unterschieden sich ausschließlich bezüglich des Befestigungskomposits. In Gruppe 9 wurde Venus® Flow als rein lichthärtendes Material verwendet, während in Gruppe 10 Variolink® mit dualhärtenden Eigenschaften eingesetzt wurde. Zwar ist der Komposit-Dentin-Haftverbund-Mittelwert der Venus® Flow Gruppe erneut kleiner als der Wert der Variolink® Gruppe (Gruppe 9: 2,91 MPa und Gruppe 10: 3,84 MPa), dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p > 0,05$).

6.3.3 Separates Belichten des Adhäsivsystems

Laut der Nullhypothese nimmt das separate Belichten des Adhäsivsystems keinen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund. Um diese Hypothese zu überprüfen, wurden zwei gleich große Obergruppen gebildet. Das Adhäsivsystem der Gruppen 1,2,3,7 und 8 wurde nicht separat belichtet. Deshalb wurden diese Gruppen zu Obergruppe C zusammengefasst. In Gruppe 4,5,6,9 und 10 wurde das Adhäsivsystem hingegen separat belichtet, diese Gruppen wurden zu Obergruppe D zusammengefasst. Die Komposit-Dentin-Haftverbund-Mittelwerte dieser beiden Obergruppen wurden nun mit einem Mann-Whitney-U-Test miteinander verglichen. Nachfolgende Tabelle 22 zeigt die errechneten Ränge der beiden Gruppen:

Ränge				
	Separat	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Kraft/Fläche [MPa]	C	175	165,50	28962,50
	D	175	185,50	32462,50
	Gesamt	350		

Tab. 22: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests der Obergruppen C und D

Der mittlere Rang der Obergruppe C ohne separate Belichtung liegt bei 165,50, während der mittlere Rang der Obergruppe D mit separater Belichtung bei 185,50 liegt. Dieser Unterschied ist signifikant ($p < 0,05$) bei einer nach Cohen schwachen Effektstärke von $d=0,17$, siehe Tabelle 23:

Statistik Obergruppe C und D

	Kraft/Fläche [MPa]
Mann-Whitney-U	13562,50
Wilcoxon-W	28962,50
Z	-3,12
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,002

Tab. 23: Statistik für Obergruppe C und D

Die Nullhypothese muss demnach abgelehnt werden. Folgende Alternativhypothese wird stattdessen angenommen: Die separate Belichtung des Adhäsivs nimmt Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund. Es kann ein signifikant stärkerer Komposit-Dentin-Haftverbund erreicht werden, wenn das Adhäsiv separat belichtet wird. Der Mittelwert des Komposit-Dentin-Haftverbunds liegt bei der Obergruppe C ohne separate Belichtung bei 0,37 MPa, während er bei der Obergruppe D mit separater Belichtung bei 1,47 MPa liegt, siehe Abbildung 33. Auch der höchste erreichte Komposit-Dentin-Haftverbund ist in Obergruppe D mit separater Belichtung mit einem Maximum von 23,39 MPa zu finden, siehe Tabelle 25.

Deskriptive Statistik – Obergruppe C: Kein separates Belichten des Adhäsivs

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	175	,00	12,08	,37	1,49

Tab. 24: Deskriptive Statistik Obergruppe C

Deskriptive Statistik – Obergruppe D: Separates Belichten des Adhäsivs

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Kraft/Fläche [MPa]	175	,00	23,39	1,47	3,80

Tab. 25: Deskriptive Statistik Obergruppe D

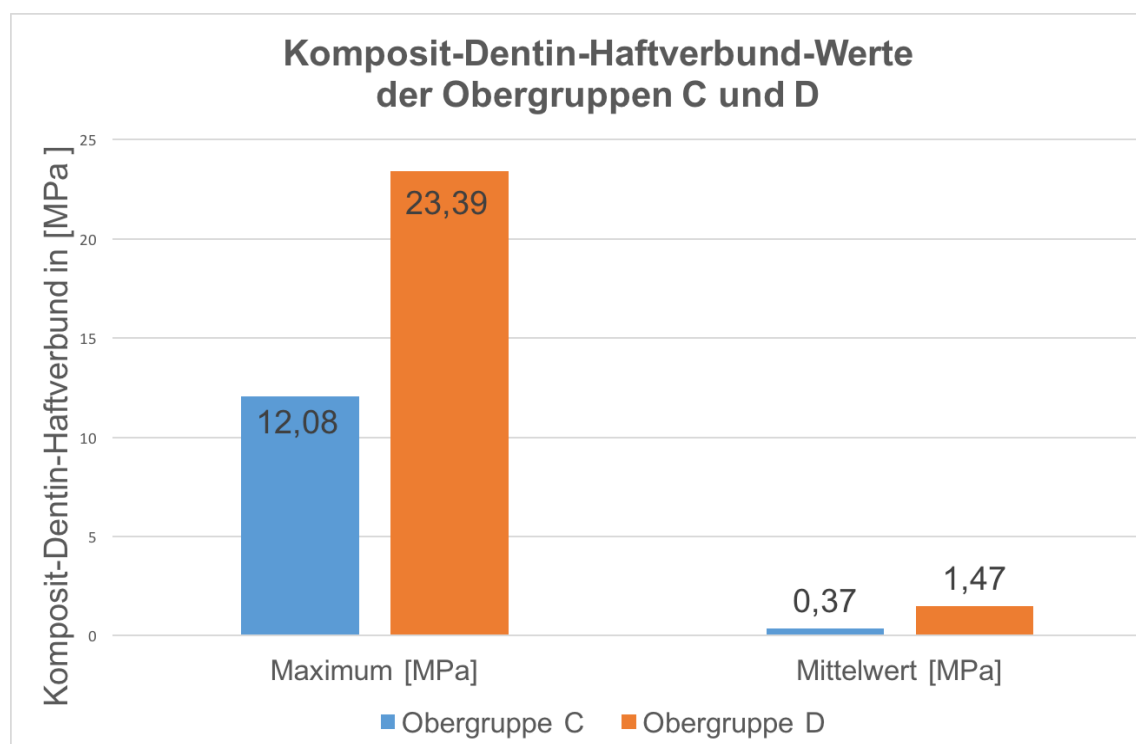


Abb. 33: Komposit-Dentin-Haftverbund-Mittelwerte der Obergruppen C und D im Vergleich

6.3.4 Unterschiedliche abschließende Polymerisationsdauern

Folgende Nullhypothese ist mit der nachfolgenden Begründung anzunehmen: Unterschiedliche Polymerisationsdauern beeinflussen den Komposit-Dentin-Haftverbund nicht: Denn Gruppe 1 bis 3 waren in allen Parametern gleich (Syntac® Classic, keine separate Belichtung des Adhäsivsystems, Venus® Flow), einzig die Polymerisationsdauer unterschied sich (Gruppe 1: 60 s, Gruppe 2: 120 s und Gruppe 3: 240 s). Es lässt sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf den durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbund feststellen ($p > 0,05$).

Die Gruppen 4 bis 6 waren auch in allen Parametern gleich (Syntac® Classic, separate Belichtung des Adhäsivsystems, Venus® Flow). Auch hier unterschied sich nur die Polymerisationsdauer (Gruppe 4: 60 s, Gruppe 5: 120 s und Gruppe 6: 240 s). Zwischen diesen Gruppen lässt sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied in Bezug auf den durchschnittlichen Komposit-Dentin-Haftverbund feststellen ($p > 0,05$).

Auch die Parameter in den Gruppen 7 und 8 unterschieden sich ausschließlich bezüglich der Polymerisationsdauer (Syntac® Classic, keine separate Belichtung des Adhäsivsystems, Variolink®, Gruppe 7: keine Polymerisation, Gruppe 8: 240 s Polymerisationsdauer). Beide Gruppen erzielen einen ähnlichen durchschnittliche Komposit-Dentin-Haftverbund; es gibt keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$).

Deshalb ist anzunehmen, dass sich der Komposit-Dentin-Haftverbund nicht durch die Polymerisationsdauer beeinflussen lässt.

7 Diskussion

In der durchgeführten Studie soll untersucht werden, wie der Verbund von Dentin und Kompositinlays durch folgende Parameter beeinflusst wird:

1. Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)
2. Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink® DC)
3. Zusätzliches, separates Belichten des Adhäsivsystems
4. Dauer der Polymerisation

Dazu wurden 50 extrahierte Weisheitszähne mit unterschiedlichen Befestigungsprotokollen mit Kompositinlays versorgt.

7.1 Material und Methoden

7.1.1 Verwendete Zähne

In der Studie wurden extrahierte, humane, kariesfreie Weisheitszähne verwendet, bei denen das Wurzelwachstum entweder vollständig oder mindestens zu zwei Drittel abgeschlossen war. In den folgenden Abschnitten sollen diese Auswahlkriterien erläutert und kritisch diskutiert werden:

Extrahierte Zähne

Die Studie wurde in vitro durchgeführt. Dies hatte den Vorteil der relativ schnellen Durchführung. Zudem haben In-vitro-Studien den Vorzug, dass die Ergebnisse nicht durch Kontamination von Speichel und Sulkusflüssigkeit negativ beeinflusst werden [55]. Somit fielen durch die Bearbeitung der Zähne im Labor individuelle Verunreinigungen nicht ins Gewicht, sodass die Ergebnisse dieser Studie leicht zu reproduzieren sind. Generell nachteilig ist an In-vitro-Studien allerdings, dass ihre Ergebnisse auf die klinische Situation nur begrenzt übertragbar sind [2]. So wird argumentiert, dass die Haftverbundprüfung im Labor die klinische Wirksamkeit von Adhäsiven nicht vorhersagen kann. Van Meerbeek et al. sehen in der großen Variation der Haftverbundwerte, die für ein bestimmtes Adhäsiv von verschiedenen Forschungsinstituten weltweit ermittelt werden, ein wichtiges Argument für diese Behauptung. Der Hauptgrund für diese inkonsistenten Haftverbundmessungen ist vermutlich das derzeitige Fehlen eines Standardprotokolls für die Prüfung des Haftverbunds [177]. Roulet schrieb schon 1994, dass In-vitro- und In-vivo- Testungen

strenge Einschränkungen haben. Deshalb muss laut ihm akzeptiert werden, dass Materialien teilweise während des Evaluierungsprozesses falsch beurteilt werden [147]. Ein weiterer Nachteil von In-vitro-Studien ist, dass die Zähne devital sind und damit teilweise andere Eigenschaften als vitale Zähne aufweisen. Letztere werden durch Dentinflüssigkeit feucht gehalten. Diese Flüssigkeit strömt von den Pulpablutgefäßen zu den mit Bohrern präparierten Dentinoberflächen [130]. In vitro kann diese Funktion zwar simuliert werden, indem die Pulpakammer des extrahierten Zahns mit physiologischen Lösungen gefüllt wird, um sie so unter positivem Druck zu halten [130]. Krejci et al. führten dies in einer Studie 2003 beispielsweise so durch [99]. In der hier vorliegenden Studie wurde das Verfahren jedoch nicht angewandt, deshalb unterscheiden sich in diesem Fall In-vivo- und In-vitro-Bedingungen bezüglich der Befeuchtung der Zähne durch Dentinflüssigkeit. Obwohl die Haftverbundergebnisse von In-vitro-Studien nicht direkt auf die klinische Situation übertragbar sind, gelten sie trotzdem als wichtige Entscheidungshilfe für den Behandler. Zudem können sie die klinische Effektivität von adhäsiven Befestigungen zumindest unter Vorbehalt vorhersagen [47, 175]. So gibt es viele In-vitro-Studien, die ähnlich zu der hier beschriebenen aufgebaut sind [57, 58, 69, 119, 145]. In-vitro-Studien können wichtige wissenschaftliche Erkenntnisse liefern, die in weiteren In-vivo-Studien weiter erforscht werden müssen. Demnach könnten die Ergebnisse dieser Studie mit In-vivo-Studien vertieft und bestätigt werden.

Humane Zähne

Als Alternative zu humanen Zähnen gelten oftmals Zähne vom Rind [148, 151, 143]. Es gibt daher mehrere Studien, in denen der Komposit-Dentin-Haftverbund an Rinderzähnen untersucht wird [55, 8, 29]. Laut einem systematischen Literaturüberblick aus dem Jahr 2011 gibt es jedoch kein eindeutiges Ergebnis, ob Rinderzähne in der zahnmedizinischen Forschung als geeigneter Ersatz für menschliche Zähne angesehen werden können. Morphologische, chemische und physikalische Unterschiede zwischen den beiden Substraten müssten bei der Interpretation der Ergebnisse von Experimenten mit Rinderzähnen berücksichtigt werden [185]. Zu den morphologischen Unterschieden gehört, dass sowohl die Anzahl als auch der Durchschnitt der Dentintubuli bei Rindern größer ist [23]. Deshalb muss bei Rinderzähnen von geringeren Haftwerten ausgegangen werden [47, 130]. Bei den Zähnen in dieser Studie handelt es sich um sogenannten „Human Waste“, da sie nicht der Studie wegen extrahiert wurden. Zudem sind sie nicht personengebunden. Aus diesen Gründen ist die Verwendung von menschlichen Material in dieser Studie ethisch unbedenklich.

Kariesfreie Zähne

Ein weiteres Kriterium bei der Auswahl der Probenzähne war deren Kariesfreiheit. Kariös veränderte Zähne weisen nämlich im Vergleich zu gesunden Zähnen schlechtere Komposit-Dentin-Haftverbundwerte auf [120]. Die schlechteren Haftwerte sind mit der Morphologie von kariös veränderten Dentin zu erklären: Kariöses Dentin ist teilweise demineralisiert und enthält Mineralkristalle in den Tubuli. Diese können ein tieferes Ätzen des intertubulären Dentins ermöglichen, verhindern andererseits aber die Bildung von Kunststofftags während des Bondings. Auch die Hybridschicht ist in kariösen Bereichen verändert. Zwar ist die Hybridschicht dicker, jedoch gleichzeitig poröser als solche in gesundem Dentin [186]. Auch bereits sklerosiertes Dentin weist im Vergleich zu unverändertem Dentin geringere Haftwerte auf [100]. Dies ist ebenfalls mit der Morphologie des betroffenen Dentins zu erklären. Das intratubuläre Dentin ist hypermineralisiert, was zu einer dünneren Hybridschicht führt. Zudem können in den meisten sklerosierten Dentintubuli keine oder nur kurze Kunststofftags entwickelt werden [174]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Dentintubulilumina sehr eng sind oder durch die Anlagerung von unregelmäßigem Dentin sogar vollständig obliteriert sein können [47]. Um vergleichbare Ergebnisse zu generieren, wurden aus den genannten Gründen kariös veränderte Zähne ausgeschlossen. Dieses Ausschlusskriterium wurde durch visuelle Kontrolle umgesetzt. Deshalb konnte nicht vollständig garantiert werden, dass keiner der Probenzähne anfängliche Veränderungen im Dentin aufwies. Diese Unsicherheit war jedoch zu vernachlässigen, da durch die randomisierte Einteilung in Versuchsgruppen eine gemischte Konstellation in allen Gruppen erwartet werden konnte.

Weisheitszähne

In dieser Studie wurden ausschließlich Weisheitszähne verwendet, die auf Grund zahnmedizinischer Indikationen unabhängig von der Studie gezogen wurden. Manche Studien weisen Weisheitszähnen im Vergleich zu anderen Molaren geringere Komposit-Dentin-Haftverbundwerte nach [47]. Finger et al. begründen dies damit, dass nicht kariöse Weisheitszähne in der Regel kurz nach dem Durchbruch extrahiert werden. Diese Zähne können im Vergleich zu Zähnen, die länger der Mundumgebung ausgesetzt werden, breitere Dentintubuli aufweisen und zudem weniger mineralisiert sein. Somit weisen sie eine schlechtere Beschaffenheit für die adhäsive Befestigung auf [47]. Im Hinblick auf die Praktikabilität der Studiendurchführung entschied man sich trotz dieser Vorbehalte für die häufig extrahierten Weisheitszähne [157].

Vollständig oder mindestens zu zwei Drittel abgeschlossenes Wurzelwachstum

Die Morphologie der Zähne und vor allem die Dentintubulidurchmesser beeinflussen den Komposit-Dentin-Haftverbund [33]. Aus diesem Grund sollten die verwendeten Zähne in der Studie möglichst ähnlich in ihrer Morphologie sein. Deshalb wurden nur Zähne in die Studie mit einbezogen, welche ein vollständiges oder zu zwei Dritteln abgeschlossenes Wurzelwachstum vorweisen konnten.

7.1.2 Lagerungen der Proben

Für die Studie wurden 50 extrahierte Weisheitszähne aus Marburger Zahnarztpraxen gesammelt. Es wurde darauf geachtet, dass die Zähne ab dem Zeitpunkt der Extraktion bis zum letzten Versuchsschritt, dem Microtensile-Test, in physiologischer Kochsalzlösung (0,9 % isotonische Natriumchlorid-Lösung plus 0,001 % Natriumazid) gelagert wurden. Dies sollte die Situation im Mund simulieren und zudem ein Austrocknen der Zähne verhindern. Während sich andere Lagerungsflüssigkeiten wie Natriumhypochlorit oder Thymol negativ auf den Haftverbund auswirken können [102, 47], ist bei Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung keine negative Wirkung auf die Probezähne bekannt. Bezüglich der Lagerungszeit ist es wichtig zu unterscheiden, in welcher Form die Proben vorliegen: Solange die Proben als ganze Zähne vorliegen, soll die Lagerungszeit in einer Flüssigkeit keinen negativen Einfluss auf die Zähne haben [47]. Liegen die Proben jedoch schon als gesägte Stäbchen vor, sodass Dentin und Adhäsiv von Flüssigkeit umspült werden, wirkt sich eine längere Lagerungszeit negativ auf den Haftverbund aus [66]. Aus diesem Grund wurden die Stäbchen innerhalb derselben Woche gesägt und dem Microtensile-Test unterzogen.

7.1.3 Herstellung der Proben

50 Weisheitszähne wurden randomisiert in 10 Gruppen zu je 5 Zähnen eingeteilt. In jedem Zahn wurde eine 4 mm tiefe konische Kavität präpariert. In dieser wurde ein direktes Inlay mit Venus® Flow hergestellt. Sowohl das Inlay als auch die Kavität wurden sandgestrahlt und mit Phosphorsäure geätzt. Nach einer gründlichen Reinigung mit Wasserspray erfolgte je nach Gruppe die Befestigung des Inlays nach einem vorgegebenen Protokoll. Die Zähne wurden anschließend mit einer Präzisionssäge in 1 mm dicke Scheiben gesägt. Diese wurden wiederum in 1 mm dicke Stäbchen gesägt, sodass Stäbchen mit einer jeweiligen ungefähren Fläche von 1 mm² entstanden.

Inlaystärke

Schon beim Präparieren der Kavitäten fiel auf, dass durch die Tiefe von 4 mm nicht immer genügend Platz zum Pulpdach blieb. In einigen Fällen wurde dieses sogar

eröffnet, was zur Folge hatte, dass der betroffene Zahn verworfen werden musste. Meist waren die Pulpahörner, wie für frisch eruptierte Zähne üblich, stark ausgeprägt, sodass eine Eröffnung der Pulpakammer und daraus resultierender Zahnausschluss nicht immer vermieden werden konnte. Aber auch wenn das Pulpdach erhalten blieb, befand man sich mit der Präparation im unteren Drittel des Dentins. Dies könnte die Ergebnisse verschlechtert haben. Finger beschreibt einen linearen Zusammenhang zwischen der Restdentinstärke und der Haftverbundkraft. Letztere ist laut ihm nahe der Pulpa nur noch 30-40 % so stark wie beim peripheren Dentin [47]. Auch Pegado et al. kamen 2010 zu dem Ergebnis, dass die Adhäsion im oberflächlichen Dentin stärker ist als im tiefen [134]. Dies könnte die in der hier vorliegenden Studie insgesamt schlechten Haftwerte erklären. Ein weiteres Problem der Präparation im unteren Dentindrittel war, dass mit den dadurch resultierenden zu kleinen Stäbchen der Microtensile-Test nicht immer durchzuführen war. War der Dentinanteil eines Stäbchens zu klein, konnte man es nicht auf den Prüfblöcken befestigen und konnte somit nicht ausgewertet werden. Selbst wenn die Befestigung gelang, stieg die Gefahr, bei der Befestigung den Übergang von Dentin zu Komposit mit Sekundenkleber zu verunreinigen und die Ergebnisse des Microtensile-Tests damit zu verfälschen.

Betrachtet man die Strecke, welche die Polymerisationslampe überwinden muss, so lässt sich festhalten, dass bei einer Inlaystärke von 4 mm keine sichere Polymerisation rein lichterhärtend garantiert ist. Frankenberger gab zum Beispiel als Richtwerte 3 mm okklusal und 6 mm approximal an [50]. So arbeitete er selbst 2007 in einer Studie mit einer Inlaystärke von 3 mm [58]. Auch Acquaviva et al. untersuchten 2009 den Haftverbund von Inlays mit unterschiedlichen Schichtstärken. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass diese den Grad der Polymerisation stark beeinflussen. Zudem stellten sie fest, dass bei Inlays mit einer Dicke von 4 mm nur ein unzureichender Haftverbund zu erreichen ist [4]. Zu diesem Ergebnis kamen auch Vieno et al. in ihrer Studie 2009. In dieser untersuchten sie den Polymerisationsgrad unterschiedlicher Befestigungskomposite bei unterschiedlich dicken Inlays. Sie stellten fest, dass alle untersuchten Befestigungskomposite gute Ergebnisse unter Schichtstärken von 1-2 mm erzielten. Bei Schichten von mehr als 3 mm war hingegen kein konstanter Polymerisationsgrad für die Probenoberfläche zu finden. Stattdessen fanden sich Stellen mit zufriedenstellender Polymerisation neben Stellen mit unzureichender Polymerisation innerhalb der selben Probenfläche. Deshalb schlussfolgerten Vieno et al., dass die Inlay-Dicke eine Schlüsselrolle bei der Befestigung spielt. Je dicker das Inlay, desto weniger vorhersehbar sei die Polymerisation [180]. Yang Hu et al. postulierten in ihrer Studie 2018 ebenfalls, dass Kavitäten tiefer als 4 mm vermieden werden sollten, da diese

destruktive Belastungen an der Verbindungsstelle zwischen Dentin und Inlay hervorrufen [83].

Andere Studien, die ebenfalls den Einfluss unterschiedlicher Parameter auf den Komposit-Dentin-Haftverbund untersuchen wollten, arbeiteten mit deutlich dünneren Inlayschichtstärken. Zum Beispiel auch Chang et al., die 2010 in ihrer Studie eine Schichtstärke von 0,5 mm wählten [28]. Damit konnten die Parameter genauer miteinander verglichen werden, weil eine gesicherte Polymerisation garantiert war. In der klinischen Behandlung werden jedoch durchaus eingesetzte Inlays mit einer Schichtstärke von 4 mm verwendet. Deshalb hat die gewählte Methodik mit den 4 mm dicken Inlays trotz der gegenteiligen Empfehlungen aus den oben genannten Studien dennoch seine Daseinsberechtigung.

Um die Studie an die klinische Situation noch besser anzupassen, wäre es sinnvoll gewesen, auch die Approximalkontakte mit in die Kavität einzubeziehen. Da diese extraoral sehr präzise gestaltet werden können [150, 181], sind vor allem große okklusale Defekte im Seitenzahnbereich, die den Approximalraum miteinbeziehen, Indikation für Kompositinlays [84, 103].

Ein weitere Möglichkeit die Studienzähne näher der klinischen Situation anzupassen, wäre die Legung einer Unterfüllung gewesen. Diese hat laut Roggendorf et al. keinen negativen Einfluss auf den Randschluss der Restauration und hätte die Inlaystärke reduzieren können [144, 145]. In der klinischen Anwendung hat eine solche Unterfüllung Vorteile: Erstens werden durch die direkte Versiegelung der Dentintubuli Postsensitivitäten reduziert, zweitens wird die Pulpa zusätzlich vor langen Polymerisationsdauern geschützt [49, 175]. Van den Breemer et al. stellten in ihrer Studie 2019 zudem fest, dass eine direkte Versiegelung der Dentintubuli den Komposit-Dentin-Haftverbund verbessern kann [170].

7.1.4 Microtensile-Test

In dieser Studie wurde der Komposit-Dentin-Haftverbund mit Hilfe des Microtensile-Tests untersucht. Dieser wurde 1994 zum ersten Mal in einer Studie von Sano et al. angewendet [149]. Um den Komposit-Dentin-Haftverbund zu bewerten, gibt es in der Forschung aktuell zwei hauptsächlich angewendete Verfahren, die beide auch in der ISO Norm 11405/2015 „Prüfung der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz“ erwähnt sind [87]. Erstens den Microtensile-Test, auch Mikrozugversuch genannt, und zweitens den Microshear-Test. Beide Tests sind gut geeignet für die genaue Untersuchung von kleinen Flächen [7]. Studien kommen zu unterschiedlichen Ergebnissen, welcher Test der bessere ist. Laut El Zohairy et al. ist der Microshear-Test vor allem bei starken Adhäsiven genauer [42]. Münchow et al. kamen 2013 hingegen zu dem Ergebnis, dass

der Microtensile-Test die Haftleistung von Adhäsiven präziser evaluieren kann. El Mourad et al. fertigten eine Literaturübersicht zum Vergleich der beiden Methoden 2018 an. Sie kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass der Microtensile-Test im Vergleich zum Microshear-Test viele Vorteile bietet. Die aktuelle Studienlage bestätigt demnach die Entscheidung, den Microtensile-Test in der Studie anzuwenden. El Mourad et al. führten aber auch auf, dass der Microtensile-Test sehr technikempfindlich und arbeitsintensiv ist [41]. Microtensile-Testergebnisse sollten zudem nur zum Vergleich von Materialien verwendet werden, die unter denselben Laborbedingungen getestet wurden. Sie können nicht dazu dienen, direkte Rückschlüsse auf das klinische Verhalten der getesteten Materialien zu ziehen [41]. Der Umstand, dass die hier angefertigte Studie eine In-vitro-Studie darstellt und die ermittelten Ergebnisse damit nicht direkt in die Klinik übertragen werden können, wurde bereits im Punkt 6.1.1 *Extrahierte Zähne* diskutiert.

7.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

7.2.1 Wahl des Adhäsivsystems (Syntac® Classic oder Adhese® Universal)

In der Studie sollte überprüft werden, ob die Wahl des Adhäsivsystems Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt. Konkret wurde untersucht, ob die verwendeten Adhäsivsysteme Syntac® Classic und Adhese® Universal gleichwertig in Bezug auf den Haftverbund sind. Um diese Hypothese zu prüfen, wurden Gruppe 1 bis 8 in einer großen Syntac® Classic Gruppe A zusammengefasst, während Gruppe 9 und 10 zu Adhese® Universal Gruppe B zusammengefasst wurden. Die beiden Gruppen unterschieden sich signifikant mit einer mittelstarken Effektstärke von 0,37 voneinander. Deshalb wurde die Hypothese bestätigt, dass die Wahl des Adhäsivsystems Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt. Adhese® Universal zeigt einen signifikant stärkeren Verbund als Syntac® Classic.

Adhese® Universal wird von seinem Hersteller als lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv kombinierbar mit allen Ätztechniken für direkte und indirekte Versorgung beschrieben [88]. Syntac® Classic hingegen ist ein Mehrflaschen-Adhäsiv mit drei Komponenten. Es soll laut Herstellerangaben mit der Etch-and-rinse-Ätzmethode angewendet werden [89]. In dieser Studie wurde ausschließlich die Etch-and-rinse-Ätzmethode für beide Adhäsivsysteme verwendet. Sowohl die Kompositinlays als auch die Kavitäten wurden vor dem Auftragen des Adhäsivs mit Phosphorsäure geätzt und sorgfältig mit Wasser abgespült. Anschließend wurde Adhese® Universal oder Syntac® Classic aufgetragen. Beide Adhäsivsysteme werden vom Hersteller als Adhäsive für die Befestigung von indirekten Restaurationen explizit beworben [88, 89].

Viele Studien verwenden beide Adhäsive und attestieren ihnen gute Haftverbundwerte [156, 72, 135, 107, 4, 14, 35, 63, 54]. Syntac® Classic wird in manchen Studien sogar

als „Goldstandard“ im Bezug auf Adhäsive beschrieben [53]. Deshalb ist es überraschend, dass das Adhäsivsystem in dieser Studie keine hohen Haftverbundwerte erzielen konnte. Dies könnte allerdings mit der Inlaystärke von 4 mm zusammenhängen. Dieser Aspekt wurde in Punkt 6.1.3 *Inlaystärke* bereits ausführlich diskutiert. Leider gibt es bis dato keine Studie, die Syntac® Classic und Adhese® als Etch-and-rinse-Adhäsiv direkt miteinander vergleicht und damit das Resultat dieser Studie untermauern könnte. Aufbauend auf die Ergebnissen dieser Studie wäre es deshalb interessant, diese beiden Adhäsive in einer In-vivo-Studie direkt miteinander zu vergleichen. Bei einem In-vivo-Studiendesign könnten die beiden Adhäsive auf ihre Langlebigkeit und auch im Bezug auf Posthypersensitivitäten untersucht werden.

7.2.2 Wahl des Befestigungskomposits: rein lichthärtende (Venus® Flow) versus dualhärtende Eigenschaften (Variolink® DC)

Indirekte Restaurationen können mit unterschiedlichen Befestigungskompositen inseriert werden. Es gibt die Unterscheidung zwischen licht- und chemisch-, bzw. autohärtenden Befestigungskompositen. Auch eine Kombination der beiden Methoden ist möglich, diese werden als dualhärtend bezeichnet [52].

In dieser Studie wurde untersucht, ob die Wahl des Befestigungskomposits mit entweder rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder dualhärtenden Eigenschaften (Variolink® DC) einen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt. Diese Hypothese konnte durch die Ergebnisse der Studie nicht bestätigt werden. Deshalb ist von der Nullhypothese auszugehen, dass die Wahl zwischen den beiden Befestigungskomposite keinen signifikanten Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Inlaystärke 4 mm betrug. Ob die Wahl des Befestigungskomposits entweder mit rein lichthärtenden (Venus® Flow) oder mit dualhärtenden Eigenschaften (Variolink® DC) einen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund bei dünneren Inlays nimmt, ist mit dieser Studie nicht zu beantworten. Zudem kann nur festgehalten werden, dass die beiden untersuchten Befestigungskomposite zu keinen signifikanten Unterschieden in den Komposit-Dentin-Haftwerten führten. Es sind weitere Studien nötig, um allgemein davon ausgehen zu können, dass die Wahl des Befestigungskomposits keinen Einfluss auf den Haftverbund nimmt.

Es wurden die Ergebnisse von ähnlich aufgebauten Gruppen verglichen, die sich nur im verwendeten Befestigungskomposit unterschieden. So wurden die Ergebnisse von Gruppe 3 und Gruppe 8 verglichen. In der Gruppe 3 wurde Venus® Flow als rein lichthärtendes Material verwendet, während in Gruppe 8 Variolink® DC mit dualhärtenden Eigenschaften eingesetzt wurde. Zwar war der Haftverbund-Mittelwert

der Gruppe 3 kleiner als der Mittelwert der Gruppe 8, jedoch war dieser Unterschied nicht signifikant. Dies unterstrich auch der Vergleich zwischen Gruppe 9 und 10. In der Gruppe 9 wurde Venus® Flow als rein lichthärtendes Material verwendet, während in Gruppe 10 Variolink® DC mit dualhärtenden Eigenschaften eingesetzt wurde. Zwar war der Haftverbund-Mittelwert der Venus® Flow Gruppe erneut kleiner als der Wert der Variolink® DC Gruppe, auch dieser Unterschied lag aber unter dem Signifikanzniveau. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch andere Studien. Vieno et al. untersuchten schon 2007 die Polymerisationsrate von Befestigungskompositen. So stellten Vieno et al. sowohl bei Venus® Flow als auch bei Variolink® DC zufriedenstellende Ergebnisse bei der Befestigung von Inlays bis zu 2 mm fest. Bei dickeren Schichtstärken konnte jedoch keine ausreichende Polymerisation festgestellt werden. Dabei gaben sie ähnliche Werte der Polymerisationsrate von Venus® Flow und Variolink® DC bei Befestigung von Inlays mit einer Stärke von 4 mm an [180]. Die Ergebnisse der hier angefertigten Studie decken sich mit diesen Erkenntnissen. Während die Wahl des Befestigungsmaterials nicht die Qualität der Befestigung beeinflusste, spielte die Inlaystärke, wie im Punkt 6.1.3 *Inlaystärke* ausführlich erläutert, eine entscheidende Rolle. Um einen zusätzlichen Vergleich zwischen rein lichthärtenden und dualhärtenden Befestigungskomposit ziehen zu können, wäre folgende zusätzliche Versuchsgruppe sinnvoll gewesen: Syntac® Classic (härten), Variolink®, Polymerisation 60 s. Die Ergebnisse dieser Gruppe hätten dann mit den Ergebnissen aus Gruppe 4 (Syntac® Classic (härten), Venus® Flow, Polymerisation 60 s) verglichen werden können.

Wie bereits in der Literaturübersicht beschrieben, ist die Studienlage, ob rein lichthärtende oder dualhärtende Befestigungskomposite eine bessere Inlaybefestigung erzielen, insgesamt nicht eindeutig. Es wären weitere klinische Studien wünschenswert, um das Ergebnis dieser Studie zu stützen: Die Wahl des Befestigungskomposits bei Inlays mit einer Schichtstärke ≥ 4 mm nimmt keinen signifikanten Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund.

7.2.3 Separates Belichten des Adhäsivsystems

In der Studie wurde erforscht, ob das separate Belichten des Adhäsivsystems einen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt. Um diese Hypothese zu prüfen, wurden zwei gleich große Obergruppen gebildet. Das Adhäsivsystem der Gruppen 1,2,3,7 und 8 wurde nicht separat belichtet. Deshalb wurden diese Gruppen als Obergruppe C zusammengefasst. Während in den Gruppen 4,5,6,9 und 10 das Adhäsivsystem separat belichtet wurde. Diese Gruppen wurden als Obergruppe D zusammengefasst. Die Haftverbund-Mittelwerte dieser beiden Gruppen wurden analysiert. Die beiden Gruppen unterschieden sich signifikant mit einer schwachen

Effektstärke von 0,17. Die Hypothese, dass das separate Belichten des Adhäsivs einen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund nimmt, wurde somit bestätigt. Es kann ein signifikant stärkerer Haftverbund erreicht werden, wenn das Adhäsiv separat belichtet wird.

Dieses Ergebnis widerspricht der Vorstellung, dass die Dentintubuli vollständig geöffnet sein sollten, damit sich das Adhäsiv während des gesamten Befestigungsvorgangs frei bewegen kann [60]. Untermuert wird diese Ansicht durch Studien, die keine bessere Dentinhaftung durch separates Lichthärten nachweisen konnten. So zum Beispiel die Studie von Frankenberger et al. aus dem Jahr 2007 [58]. Diese Studie kam aber gleichzeitig zu dem Ergebnis, dass die Dentin-Komposit-Interfacebildung insuffizient wird, wenn das Adhäsiv erst zusammen mit dem Befestigungskomposit polymerisiert wird. Die vielen offenen Dentintubuli auf den REM-Bildern der Obergruppe C bestätigen diese Erkenntnis. Deshalb ist es nicht überraschend, dass sich diese Insuffizienz des Dentin-Komposit-Interfaces in der hiesigen Studie auch in geminderten Haftverbundwerten niederschlägt. Auch andere Studien kamen zu dem Ergebnis, dass ein isoliertes Belichten des Adhäsivs zu besseren Komposit-Dentin-Haftwerten führt [140, 25, 106, 178]. Rathke et al. untermauerten dies mit ihrer Beobachtung, dass ohne dieses separate Polymerisieren signifikant mehr Dentin frei liegt. Hervorzuheben ist, dass Rathke et al. in ihrer Studie 2012 ebenfalls Syntac® Classic als Adhäsiv verwendet haben [140]. Da freiliegende Dentintubuli jedoch wiederum zu Posthypersensibilitäten führen können, wäre es interessant, dies in einer klinischen Studie zu untersuchen. Die Hypothese wäre, dass beim Befestigen indirekter Restaurationen weniger Posthypersensibilitäten auftreten, wenn das Adhäsiv separat polymerisiert wird.

In Gruppe 7 wurde das rein lichthärtende Adhäsiv Syntac® Classic in Kombination mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink® DC verwendet. Die Restauration wurde in dieser Gruppe nicht mit der Polymerisationslampe belichtet und musste demnach rein chemisch aushärten. Betrachtet man die Ergebnisse von Gruppe 7, zeigt sich, dass 17,1 % der Stäbchen dem Microtensile-Test unterzogen werden konnten. Sie waren also nicht zuvor zerbrochen. Im Vergleich zur Gruppe 8, bei der die Restaurationen 240 Sekunden belichtet wurden, zeigt sich im Bezug auf die mittleren Haftverbundwerte kein signifikanter Unterschied. Diese Ergebnisse lassen die Schlussfolgerung zu, dass Initiatoren aus Variolink®DC auch eine Polymerisation beim Adhäsiv Syntac® Classic initiieren. Die REM-Bilder von Gruppe 7 bekräftigen diese Annahme: So ist die Polymerisation zwar nicht vollständig, dennoch zeigen sich polymerisierte Areale am Dentin-Komposit-Interface (siehe Abbildung 24 und 25). Dass ein dualhärtendes Komposit auch in Verbindung mit einem rein lichthärtenden Adhäsiv verwendet werden kann, bewirbt Dentsply Sirona bei seinem Befestigungskomposit

Calibra® Ceram in Kombination mit dem Adhäsiv Prime&Bond® elect, active oder universal [90, 91]. Dabei sind die Methacrylate vom Adhäsiv mit den Peroxid-Amin initiierten selbsthärtenden Methacrylaten kompatibel. Dies scheint eingeschränkt auch bei der Kombination Syntac® Classic und Variolink® der Fall zu sein.

7.2.4 Unterschiedliche abschließende Polymerisationsdauern

In der Studie wurde untersucht, ob unterschiedliche Polymerisationsdauern den Komposit-Dentin-Haftverbund beeinflussen. Um diese Hypothese zu überprüfen, waren mehrere Gruppen in ihrem Befestigungsprotokoll gleich aufgebaut und unterschieden sich ausschließlich in den gewählten Polymerisationsdauern. Diese Gruppen wurden anschließend miteinander verglichen: Gruppen 1 bis 3 waren in allen Parametern gleich, einzig die Polymerisationsdauer unterschied sich (Gruppe 1: 60 s, Gruppe 2: 120 s und Gruppe 3: 240 s). Es ließ sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf den mittelwertigen Haftverbund feststellen.

Gruppen 4 bis 6 waren in fast allen Parametern gleich. Auch hier unterschied sich nur die Polymerisationsdauer (Gruppe 4: 60s, Gruppe 5: 120 s und Gruppe 6: 240 s). Zwischen diesen Gruppen ließ sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied im Bezug auf den mittelwertigen Haftverbund feststellen.

Auch die Parameter in den Gruppen 7 und 8 unterschieden sich ausschließlich in der Dauer der Polymerisationsdauer (Gruppe 7: keine Polymerisationsdauer, Gruppe 8: 240s). Beide Gruppen erzielten ähnliche mittlere Haftverbundwerte, welche sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

Deshalb ist anzunehmen, dass sich der Verbund von Dentin und Kompositinlays nicht durch die Polymerisationsdauer beeinflussen lässt.

Zu diesem Ergebnis kamen auch Rathke et al. in ihrer Studie 2012. In dieser untersuchten sie unterschiedliche Befestigungsprotokolle von Inlays. Sie stellten fest, dass eine längere Polymerisationsdauer keine Verbesserung des Haftverbunds mit sich brachte. Im Unterschied zu der hiesigen Studie wurden jedoch Keramik- und keine Kompositinlays inseriert [140], was eine Einschränkung im Vergleich darstellt.

Andererseits könnte man argumentieren, dass die vorher beschriebene Inlaystärke von 4 mm zu groß war, um einzelne Unterschiede feststellen zu können. Auch Acquaviva et al. kamen in ihrer Studie 2009 zu dem Ergebnis, dass bei Inlays mit einer Dicke von 4 mm nur ein unzureichender Haftverbund erreicht werden kann [6]. Deshalb muss kritisch hinterfragt werden, ob Polymerisationsdauern generell keinen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund haben oder nur nicht bei Schichtstärken von 4 mm.

Fan et al. stellten in ihrer Studie 2007 beispielsweise eine Beeinflussung des Haftverbunds durch die Polymerisationsdauer fest [44].

Deshalb sind weitere Studien zu dieser Fragestellung notwendig, welche sich auf die Befestigung von Kompositinlays fokussieren und unterschiedliche Polymerisationsdauern untersuchen.

7.3 Grenzen der Studie und weitere Aspekte

Die Qualität des Haftverbunds von Kompositinlays ist von unterschiedlichen Faktoren abhängig. Um die Studie übersichtlich zu gestalten und Vergleiche zwischen Gruppen ziehen zu können, konnten nicht alle Parameter in der Studie untersucht werden. Die angefertigte Studie berücksichtigte folgende Faktoren bei der Befestigung von Inlays: Wahl und Belichtung des Adhäsivsystems, Wahl des Befestigungskomposits und die Polymerisationsdauer. Nicht beachtet wurde dafür die Leistung der Polymerisationslampe, die auch Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund ausübt [4, 27, 44, 128]. Zudem kamen Acquaviva et al. 2009 zu dem Ergebnis, dass ein Vorwärmen des Befestigungskomposits einen positiven Einfluss auf die Haftverbundkraft hat [4]. Auch dies wurde in der hier angefertigten Studie nicht berücksichtigt. Ebenfalls wurde in dem Studiendesign nicht berücksichtigt, dass Adhäsionen anfällig für mechanische, chemische und thermische Belastungen sind [152]. Da keine Temperaturwechsel oder mechanische Belastungen während der Studie erfolgt sind, könnten die Ergebnisse nur begrenzt auf die Klinik übertragbar sein.

7.4 Klinische Relevanz

Die Ergebnisse der hier angefertigten In-vitro-Studien lassen sich in Kombination mit Ergebnissen anderer Studien auf den klinischen Alltag übertragen. Für den Behandler gilt folgendes Fazit dieser Studie: Kompositinlays mit einer okklusalen Schichtstärke von ≥ 4 mm lassen sich nicht zufriedenstellend adhäsiv befestigen. Auch lange Polymerisationsdauern von bis zu 240 Sekunden können keine sichere Befestigung von Kompositinlays mit einer Schichtstärke von ≥ 4 mm bewirken. Möglich wäre eine Reduktion der Schichtstärke durch Legen einer Unterfüllung. Hierzu wären weitere Studien notwendig.

Adhese® Universal scheint Syntac® Classic überlegen, wenn es in der Etch-and-rinse Variante angewendet wird. Das Adhäsiv sollte separat polymerisiert werden, auch wenn dies nicht den Herstellerangaben entspricht. Auch hier wären weitere Studien zur Unterstützung der Ergebnisse sinnvoll. Die Wahl des Befestigungskomposits zwischen Venus® Flow und Variolink® DC hat keinen entscheidenden Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund und kann deshalb je nach Präferenz des Behandlers ausgesucht werden.

8 Schlussfolgerung

Innerhalb der Grenzen dieser Studie können folgende Erkenntnisse festgehalten werden:

1. Bei Kompositinlays mit einer Schichtstärke ≥ 4 mm erzielte Adhese® als Adhäsiv signifikant bessere Komposit-Dentin-Haftverbundergebnisse als Syntac® Classic. Beide Adhäsive konnten unter der gegebenen Schichtstärke keinen ausreichend starken Haftverbund garantieren.
2. Unter Kompositinlays mit einer Schichtstärke ≥ 4 mm ist keine vorhersehbare ausreichende Polymerisation möglich, deshalb ist der Komposit-Dentin-Haftverbund unter solchen Inlays nur unzureichend. Dies kann auch durch dualhärtende Befestigungskomposite nicht ausgleichend werden. Es macht demnach keinen Unterschied, ob unter Kompositinlays mit einer Schichtstärke von ≥ 4 mm rein lighthärtende oder dualhärtende Befestigungskomposite verwendet werden. Beide führen nicht zu einem sicheren Komposit-Dentin-Haftverbund.
3. Das separate Belichten des Adhäsivs nimmt positiven Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund. Es kann ein signifikant stärkerer Haftverbund erreicht werden, wenn das Adhäsiv separat belichtet wird. Dies gilt auch für das Adhäsivsystem Syntac® Classic.
4. Der Verbund von Dentin und Kompositinlays mit einer Schichtstärke von ≥ 4 mm lässt sich nicht durch die Polymerisationsdauer beeinflussen.

I. Literaturverzeichnis

1. Aasen SM. History of dentinal bonding. *Esthet Dent Update*. 1990; 1: 43-46.
2. Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. *J Dent*. 1993; 21: 158-162.
3. Abdalla AI, Davidson CL. Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements. *Am J Dent*. 2000; 13: 77-80.
4. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, et al. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*. 2005; 9: 161-167.
5. About I, Mitsiadis TA. Molecular aspects of tooth pathogenesis and repair: in vivo and in vitro models. *Adv Dent Res* 2001; 15: 59–62.
6. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent*. 2009; 37: 610-615.
7. Andrade AM, Moura SK, Reis A, et al. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2010; 18: 591–598.
8. Asaka Y, Yamaguchi K, Inage H, et al. Effect of thermal cycling on bond strengths of single-step self-etch adhesives to bovine dentin. *J Oral Sci*. 2006; 48: 63-69.
9. Astvaldsdottir A, Dagerhamn J, van Dijken JW, et al. Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review. *J Dent* 2015; 43: 934-954
10. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, et al. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 2004; 20: 862–872.
11. Aygün Emiroğlu Ş, Evren B, Kulak Özkan Y. Effect of cements at different temperatures on the clinical performance and marginal adaptation of inlay-onlay restorations in vivo. *J Prosthodont*. 2016; 25: 302-309.
12. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent Suppl* 1992; 5: 1–9.
13. Barone A, Derchi G, Rossi A, et al. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. *Quintessence International* 2008; 39: 65-71.
14. Belli R, Baratieri LN, Braem M, et al. Tensile and bending fatigue of the adhesive interface to dentin. *Dent Mater* 2010; 26: 1157-1165.
15. Belli R, Kreppel S, Petschelt A et al. Strengthening of dental adhesives via particle reinforcement. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 37: 100–108.
16. Bleicher F. Odontoblast physiology. *Exp Cell Res* 2014; 325: 65-71.

17. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I, et al. Effect of cyclic loading under enzymatic activity on resin-dentin interfaces of two self-etching adhesives. *Dent Mater* 2008; 24: 178–184.
18. Brännström M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88: 7–13.
19. Brantley CF, Bader JD, Shugars DA, et al. Does the cycle of reresoration lead to larger restorations?. *J Am Dent Assoc* 1995; 126: 1407-1413.
20. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853.
21. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963; 67: 382–391.
22. Burrow M. Understanding adhesive dentistry. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2010; 20: 75–79.
23. Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, et al. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod* 2007; 33: 422-426.
24. Carter M, Shieh J. Chapter 5 – Microscopy. *Guide to research techniques in neuroscience* 2nd edition. Academic Press 2015; 117-144.
25. Cavalcanti SC, de Oliveira MT, Arrais CA, et al. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Oper Dent* 2008; 33: 682-689.
26. Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater* 2013; 29: 1209–1218
27. Chang HS. Light curing of dual cure resin cement. *Restor Dent Endod* 2013; 38: 266-267.
28. Chang HS, Lim YJ, Kim JM, et al. Power density of light curing units through resin inlays fabricated with direct and indirect composites. *J Korean Acad Conserv Dent* 2010; 35: 353-358.
29. Chiba Y, Yamaguchi K, Miyazaki M, et al. Effect of air-drying time of single-application self-etch adhesives on dentin bond strength. *Oper Dent* 2006; 31: 233-239.
30. Jordan R, Micheelis W, Cholmakow-Bodechtel C, et al. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) – Kurzfassung. BZÄK/KZBV, 1. Auflage. August 2016. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf (Letzter Zugriff 23.11.2019)
31. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, et al. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod* 1995; 21: 191-194.
32. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. Edition, New York: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, 1988

33. Costa da LR, Watanabe IS, Kronka MC. Coronal dentinal tubules of non-erupted deciduous incisors. *Pesqui Odontol Bras* 2002; 16: 12–17.
34. Couve E, Osorio R, Schmachtenberg O. The amazing odontoblast: activity, autophagy, and aging. *J Dent Res* 2013; 92: 765–772.
35. DeMunck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 136-140.
36. Derchi G, Marchio V, Borgia V, et al. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence Int* 2019; 50: 448-454.
37. de Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater* 2006; 22: 954-962.
38. Driessens FC. Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 1977; 27: 317–323.
39. Drummond JL. Degradation, fatigue and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res* 2008; 87: 710–719.
40. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22: 241-249.
41. El Mourad AM. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *Open Dent J* 2018; 12: 664–678.
42. El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, et al. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dent Mater* 2010; 26: 848-854.
43. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, et al. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006; 10: 119-125.
44. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, et al. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 2002; 133: 429-434.
45. Federlin M, Blunck U, Frankenberger R, et al. S1-Handlungsempfehlung (Langversion) Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich. Gültig bis Oktober 2021, AWMF 2016. [https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-028k_S1_Kompositrestaurationen_Seitenzahnbereich_2016-12.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-028k_S1_Komposit%20restaurationen_Seitenzahnbereich_2016-12.pdf) (Letzter Zugriff 23.11.2019)
46. Feitosa VP, Leme AA, Sauro S, et al. Hydrolytic degradation of the resin-dentine interface induced by the simulated pulpal pressure, direct and indirect water ageing. *J Dent* 2012; 40: 1134-1143.
47. Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1988; 1 :184-188.
48. Forss H, Widstrom E. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontologica Scandinavica* 2004; 62: 82-86.

49. Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin – Wege zum klinischen Erfolg. 4. Aufl., Balingen: Spitta-Verlag (Spitta-Abrechnung), 2018.
50. Frankenberger R. Adhäsive Zahnheilkunde. 1. Aufl., Köln: deutscher Zahnärzte Verlag, 2013.
51. Frankenberger R. Adhäsive in: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin – moderne Materialien und Technologien. 1. Aufl., Stuttgart: Thieme, 2018.
52. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, et al. DGZ- Gutachten zur Adhäsivtechnik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2014. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/goz/DGZ_Gutachten.pdf (Letzter Zugriff 23.11.2019)
53. Frankenberger R, Krämer N, Appelt A, et al. Chairside vs. labside ceramic inlays: effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity. Dent Mater 2011; 27: 892-898.
54. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 1999; 3: 11-17.
55. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. Oper Dent 2000; 25:11-19.
56. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, et al. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 2008; 10: 339–344.
57. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, et al. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. Dent Mater 2008; 24: 185-191.
58. Frankenberger R, Lohbauer U, Taschner M, et al. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. J Adhes Dent 2007; 9: 269-273.
59. Frankenberger R, Reinert C, Krämer N. Nanohybrid vs. Fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. Clin Oral Investig 2014; 18: 125-137.
60. Frankenberger R, Reinert C, Petschelt A, et al. Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. Dent Mater 2009; 25: 960-968.
61. Frankenberger R, Strobel WO, Baresel J, et al. Effect of surface treatment on fatigue behaviour between Tetric Ceram inlays and Variolink luting composite. Clin Oral Investig 2001; 5: 260-265.
62. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. J Adhes Dent 2008; 10: 393-398.
63. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermomechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005; 21: 397-412.

64. Frese C, Wolff D, Staehle HJ. Problemlösungen in der restaurativen Zahnheilkunde. Zahnmedizin up2date 2014; 8: 467-482.
65. Fron Chabouis H, Prot C, Fonteneau C, et al. Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. Trials. 2013; 14: 278.
66. Garcia RN, de Goes MF, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 46-53.
67. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. J Adhes Dent 2001; 3: 273-283.
68. Gente M., Willamowski M., Zahnärztliche Werkstoffkunde. 1. Aufl., Balingen: Spitta-Verlag, 2018.
69. Gerdolle DA, Mortier E, Loos-Ayav C, et al. In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. J Prosthet Dent 2005; 93: 563-570.
70. Geurtsen W, Hellwig E, Klimek J. S2k-Leitlinie (Langversion) Kariesprophylaxe bei bleibenden Zähnen – grundlegende Empfehlungen. Gültig bis Mai 2021, AWMF 2016.
https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/kariesprophlang_02.pdf
(Letzter Zugriff 23.11.2019)
71. Ghazali FB. Permeability of dentine. Malays J Med Sci 2003; 10: 27-36.
72. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, et al. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent 2004; 6: 313-318.
73. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, et al. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations, results of a seven-year study. J Am Dent Assoc 2009; 140: 1476-1484.
74. Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, et al. Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. Oper Dent 2006; 31: 450-455.
75. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol 1967; 12: 1612-1620.
76. Hagger O. New catalyst for polymerization of ethylene at room temperature. Hell Chim Acta 1948; 31: 1624-1630.
77. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Aufl., Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009.
78. Helvey GA. Adhesive dentistry: the developments of immediate dentin sealing/selective etching bonding techniques. Compend Contin Educ Dent 2011; 32: 22, 24-32, 34-35.
79. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. J Am Dent Assoc 1993; 124: 27-36.

80. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 71-80.
81. Holmer L, Othman A, Lühns AK, et al. Comparison of the shear bond strength of 3D printed temporary bridges materials, on different types of resin cements and surface treatment. *J Clin Exp Dent*. 2019; 11: 367-372.
82. Hong SO, Oh Y, Min JB, et al. Power density of various light curing units through resin inlays with modified layer thickness. *Restor Dent Endod* 2012; 37: 130-135.
83. Hu Y, Feng M, Zhu J. Stress analysis of two kinds of adhesives used in a three-dimensional finite element model of mesio-occluso-distal cavity gold alloy inlay. *Chi J Tissue Eng Res* 2018; 22: 2877-2883.
84. Huth KC, Chen HY, Mehl A, et al. Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: results after 4 years. *J Dent* 2011; 39: 478-488.
85. Ilie N, Stawarczyk B. Einführung in: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin – moderne Materialien und Technologien*. 1. Aufl., Stuttgart: Thieme, 2018.
86. Ilie N, Stawarczyk B. Direkte und indirekte Komposite. in: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin – moderne Materialien und Technologien*. 1. Aufl., Stuttgart: Thieme, 2018.
87. ISO 11405/2015 Dentistry – Testing of adhesion to tooth structure
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:ts:11405:ed-3:v1:en> (Letzter Zugriff: 23.11.2019)
88. Ivoclar Vivadent. Adhese Universal® – Das universelle Adhäsiv.
<https://www.ivoclarvivadent.de/explore/adhese-universal> (Letzter Zugriff: 23.11.2019)
89. Ivoclar Vivadent. Syntac®. <http://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/adhaesive/total-etch-adhaesive/syntac> (Letzter Zugriff: 23.11.2019)
90. Dentsply Sirona. Calibra®.
https://www.dentsply.de/gebrauchsanweisungen?ifufile=CalibraCeram_IFU.pdf (Letzter Zugriff: 23.11.2019)
91. Dentsply Sirona. Prime&Bond active®.
https://www.dentsply.de/gebrauchsanweisungen?ifufile=primeandbondactive_IFU.pdf (Letzter Zugriff: 23.11.2019)
92. Jakstat HA, Klink T. *Zahnärztliche Werkstoffkunde -ein Arbeitsbuch-* 2. Aufl., Norderstedt: Books on Demand, 2008
93. Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, et al. Luting of CAD/CAM ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng* 2015; 25: 279-288.
94. Kanca J. 3rd Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992; 5: 213-215.

95. Kaytan B, Onal B, Pamir T, et al. Clinical evaluation of indirect resin composite and ceramic onlays over a 24-month period. *Gen Dent* 2005; 53: 329-334.
96. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005; 21: 262-271.
97. Krämer N, Kunzelmann KH, Taschner M, et al. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res* 2006; 85: 1097-1100.
98. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000; 13: 60-76.
99. Krejci I, Duc O, Dietschi D, et al. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent* 2003; 28: 127-135.
100. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002; 18: 359-369.
101. Larabi H, Cetik S, Ha HT, et al. In vitro study of bonding strength of zirconia on dentin using different adhesive systems. *Int J Prosthodont* 2018; 31: 135-137.
102. Lee JJ, Netthey-Marbell A, Cook A Jr, et al. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007; 138: 1599-1603.
103. Leirskar J, Nordbo H, Thoresen N R, et al. A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays. *Acta Odontologica Scandinavica* 2003; 61: 247-251.
104. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, et al. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002; 33: 213-224.
105. Ludwig K., *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. 1. Aufl., Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2005.
106. Luehrs AK, De Munck J, Geurtsen W, et al. Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater* 2014; 30: 292-301.
107. Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, et al. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent* 2015; 43: 1060-1070.
108. Macknapp K, Altenbach A, Greven H. *Die Welt unterm Rasterelektronenmikroskop*. München: Deutsches Museum Verlag 2017.
109. Magloire H, Romeas A, Melin M, et al. Molecular regulation of odontoblast activity under dentin injury. *Adv Dent Res* 2001; 15: 46–50.
110. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23: 543–555.

111. Manhart J, Chen H, Hamm G, et al. Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29: 481-508.
112. Manhart J, Chen H Y, Neuerer P, et al. Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent* 2001; 14: 95-99.
113. Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent* 2012; 36: 223–234.
114. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent* 2014; 42: 603-612.
115. Matyjaszewski K, Davis TP. Radical Polymerisation in: *Handbook of Radical Polymerization*. John Wiley & Sons, Inc., 2002.
116. McGill S, Holmes J. The 7/8 crown: a lost art. *Oper Dent* 2012; 37: 453–457.
117. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, et al. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 207-214.
118. Müller O. Prophylaxe in der Konservierenden Zahnheilkunde. In: Birkhäuser. Zahnmedizin. 1.Aufl., Basel: Springer 1949
119. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaysias P et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent* 2015; 40: 282-292.
120. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 1995; 74: 1679-1688.
121. Nanci A. Ten Cate's Oral histology. 8th Edition, Mosby Elsevier, 2013.
122. Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: a review. *Int J Adhes Adhes* 2016; 69: 33-38.
123. Niu LN, Zhang W, Pashley DH, et al. Biomimetic remineralization of dentin. *Dent Mater* 2014; 30: 77–96.
124. Odian G. Principles of polymerization. 4th Edition. John Wiley & Sons, Inc. Wiley Interscience 2004.
125. Oguri M, Yoshida Y, Yoshihara K et al. Effects of functional monomers and photo-initiators on the degree of conversion of a dental adhesive. *Acta Biomater* 2012; 8: 1928–1934.
126. Okada WH. Minimally invasive dentistry and its impact on esthetic restorative dentistry. *Gen Dent* 2013; 61: 24-26.
127. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2013; 34: 12-14, 16, 18.
128. Park SH, Kim SS, Cho YS, et al. Curing units' ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. *Oper Dent* 2004; 29: 627-35.

129. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 777-781.
130. Pashley DH. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent* 1991; 4: 237–240.
131. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical reviews in Oral Biology & Medicine* 1996; 7: 104–133.
132. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1: 299-309.
133. Pashley DH, Tay FR, Hashimoto M, et al. Degradation of dentin collagen by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004; 83: 216-221.
134. Pegado RE, do Amaral FL, Flório FM, et al. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent* 2010; 4: 110-117.
135. Perdigão J. Universal Adhesives. *J Esthet and Restor Dent* 2015; 27: 331-334.
136. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, et al. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000; 13: 25-30.
137. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K et al. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2015; 31: 308–314.
138. Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Dentin bonding of cements. The bonding of cements with dentin in combination with various indirect restorative materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2011; 121: 1153-1163.
139. Pioch T, Stotz S, Buff E et al., Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 1998; 11: 202-206.
140. Rathke A, Hokenmaier G, Muche R, et al. Effectiveness of the bond established between ceramic inlays and dentin using different luting protocols. *J Adhes Dent* 2012; 14: 147-154.
141. Rego HM, Alves TS, Bresciani E et al. Can long-term dentine bonding created in real life be forecasted by parameters established in the laboratory? *Sci Rep* 2016; 6: 37799.
142. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, et al. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent* 2003; 23: 700-706.
143. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, et al. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004; 6: 117-121.
144. Roggendorf MJ, Krämer N, Appell A, et al. Marginal quality of 4-mm flowable base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011; 39: 643-647.

145. Roggendorf MJ, Krämer N, Dippold C, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of resin composite inlays in vitro. *J Dent* 2012; 40: 1068-1073.
146. Rosentritt M. Kunststoffe. in: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin – moderne Materialien und Technologien*. 1. Aufl., Stuttgart: Thieme, 2018.
147. Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 1994; 22: 9-12.
148. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J* 2003; 9: 201-207.
149. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10: 236-240.
150. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, et al. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 391-397.
151. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, et al. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000; 45: 355-361.
152. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 182-187.
153. Smith AJ, Murray PE, Sloan AJ, et al. Trans-dentinal stimulation of tertiary dentinogenesis. *Adv Dent Res* 2001; 15: 51–54.
154. Silva e Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, et al. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 207–214.
155. Sofan E, Sofan A, Palaia G, et al. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol* 2017; 8: 1–17.
156. Sohrabi A, Amini M, Afzali BM, et al. Microtensile bond strength of self-etch adhesives in different surface conditionings. *Eur J Paediatr Dent* 2012; 13: 317-320.
157. Song F, O'Meara S, Wilson P, et al. The effectiveness and cost-effectiveness of prophylactic removal of wisdom teeth. *Health Technol Assess* 2000; 4: 1-55.
158. Stowasser JM. Stowasser. Lateinisch – Deutsches Wörterbuch. Berlin: Cornelsen, 1994.
159. Sunnegardh-Gronberg K, van Dijken JWV, Funegard U, et al. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent* 2009; 37: 673-678.
160. Suyama Y, Lühns AK, De Munck J, et al. Potential smear layer interference with bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2013; 15: 317–324.

161. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 24: 456-461.
162. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004; 32: 611–621.
163. Tay FR, Pashley DH. Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent* 2002; 4: 91–103.
164. Tay FR, Pashley DH. Dentin bonding – is there a future? *J Adhes Dent* 2004; 6: 263.
165. Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiporn T, et al. Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *J Dent* 2013; 10: 1016-1026.
166. Thomas HF, Carella P. Correlation of scanning and transmission electron microscopy of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1984; 29: 641-646.
167. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence International* 2006; 37: 139-144.
168. Tseng WY, Chen MH, Lu HH, et al. Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin to composite inlays with two resin cements. *Dent Mater J* 2007; 26: 746-755.
169. Tuculină MJ, Răescu M, Dascălu IT, et al. Indirect pulp capping in young patients: immunohistological study of pulp-dentin complex. *Rom J Morphol Embryol* 2013; 54: 1081–1086.
170. van den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, et al.. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent* 2019; 14: 52-63.
171. Van Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 2000; 28: 299-306.
172. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28: 3757–3785.
173. Van Meerbeek B, Vanherle G, Lambrechts P, et al. Dentin- and enamel-bonding agents. *Curr Opin Dent* 1992; 2: 117-127.
174. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, et al.. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 1994; 22: 141-146.
175. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al.. Buonocore memorial lecture: adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-235.

176. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P et al.. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1–20.
177. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26: 100-121.
178. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, et al.. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2006; 6: 119-144.
179. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 17-28.
180. Vieno S, Madini L, Barabanti N, et al. Indirect resin composite restorations: evaluation of polymerization of luting agents by means of micro-Raman spectrophotometry. *Minerva Stomatol* 2009; 58: 1-8.
181. Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results. *Br Dent J* 1995; 179: 343-349.
182. Wendt S, Leinfelder KF. Clinical evaluation of a heat-treated resin composite inlay: 3-year results. *Am J Dent* 1992; 5: 258-262.
183. Wei S, Shimada Y, Sadr A, et al. Effect of double-application of three single-step self-etch adhesives on dentin bonding and mechanical properties of resin–dentin area. *Oper Dent* 2009; 34: 716-724.
184. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, et al. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J* 2009; 28: 661–670.
185. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 2011; 53: 273-282.
186. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002; 81: 556-560.
187. Yu P, Xiong Y, Zhao P, et al. On the wear behavior and damage mechanism of bonded interface: Ceramic vs resin composite inlays. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020, 101: 103430.

II. Anhang

II.I Tab. 7: Gruppenvergleiche mit dem Dunn-Bonferroni-Tests

Stichprobe 1-Stichpr...	Test- statistik	Std.- Fehler	Standardtest- statistik	Sig.	Angep. Sig.
1-6	,000	14,333	,000	1,000	1,000
1-3	-9,629	14,333	-,672	,502	1,000
1-2	-9,657	14,333	-,674	,500	1,000
1-5	-13,343	14,333	-,931	,352	1,000
1-4	-19,229	14,333	-1,342	,180	1,000
1-8	-20,071	14,333	-1,400	,161	1,000
1-7	-28,143	14,333	-1,963	,050	1,000
1-9	-57,729	14,333	-4,028	,000	,003
1-10	-77,200	14,333	-5,386	,000	,000
6-3	9,629	14,333	,672	,502	1,000
6-2	9,657	14,333	,674	,500	1,000
6-5	13,343	14,333	,931	,352	1,000
6-4	19,229	14,333	1,342	,180	1,000
6-8	-20,071	14,333	-1,400	,161	1,000
6-7	-28,143	14,333	-1,963	,050	1,000

6-9	-57,729	14,333	-4,028	,000	,003
6-10	-77,200	14,333	-5,386	,000	,000
3-2	,029	14,333	,002	,998	1,000
3-5	-3,714	14,333	-,259	,796	1,000
3-4	-9,600	14,333	-,670	,503	1,000
3-8	-10,443	14,333	-,729	,466	1,000
3-7	-18,514	14,333	-1,292	,196	1,000
3-9	-48,100	14,333	-3,356	,001	,036
3-10	-67,571	14,333	-4,714	,000	,000
2-5	-3,686	14,333	-,257	,797	1,000
2-4	-9,571	14,333	-,668	,504	1,000
2-8	-10,414	14,333	-,727	,467	1,000
2-7	-18,486	14,333	-1,290	,197	1,000
2-9	-48,071	14,333	-3,354	,001	,036
2-10	-67,543	14,333	-4,712	,000	,000
5-4	5,886	14,333	,411	,681	1,000

5-8	-6,729	14,333	-,469	,639	1,000
5-7	-14,800	14,333	-1,033	,302	1,000
5-9	-44,386	14,333	-3,097	,002	,088
5-10	-63,857	14,333	-4,455	,000	,000
4-8	-,843	14,333	-,059	,953	1,000
4-7	-8,914	14,333	-,622	,534	1,000
4-9	-38,500	14,333	-2,686	,007	,325
4-10	-57,971	14,333	-4,045	,000	,002
8-7	8,071	14,333	,563	,573	1,000
8-9	-37,657	14,333	-2,627	,009	,387
8-10	-57,129	14,333	-3,986	,000	,003
7-9	-29,586	14,333	-2,064	,039	1,000
7-10	-49,057	14,333	-3,423	,001	,028
9-10	-19,471	14,333	-1,358	,174	1,000

Jede Zeile testet die Nullhypothese, dass die Verteilungen von Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

□

II.II Abbildungsverzeichnis

Abbildung:	Seite
Abb. 4: <i>Physiologische Kochsalzlösung</i>	21
Abb. 5: <i>Utensilien für die Reinigung der Versuchszähne</i>	21
Abb. 6: <i>Adhäsivsystem Adhese® Universal</i>	27
Abb. 4: <i>Adhäsivsystem Syntac® Classic</i>	27
Abb. 5: <i>Dualhärtender Zweikomponenten-Befestigungskomposit Variolink®DC</i>	27
Abb. 6: <i>Lichthärtender Komposit Venus® Diamond Flow</i>	27
Abb. 7: <i>IsoMet™ 1000 Precision Saw</i>	29
Abb. 8: <i>Sägeprozess</i>	29
Abb. 9: <i>Sagittalschnitt einer gesägten Zahnscheibe</i>	29
Abb.10: <i>Gesägte Zahnstäbchen in Form von Quadern</i>	29
Abb. 11: <i>Kraft-Weg Diagramm (10.2.5)</i>	31
Abb. 12: <i>Universal-Prüfmaschine „Microtensile MTD-500 Plus“</i>	32
Abb. 13: <i>REM-Bilder der Gruppe 1</i>	39
Abb. 14: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 2</i>	40
Abb. 15: <i>REM- Bilder der Gruppe 2</i>	41
Abb. 16: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 3</i>	42
Abb. 17: <i>REM-Bilder der Gruppe 3</i>	43
Abb. 18: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 4</i>	44
Abb.19: <i>REM-Bilder der Gruppe 4</i>	45
Abb. 20: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 5</i>	46
Abb. 21: <i>REM-Bilder der Gruppe 5</i>	47
Abb. 22: <i>REM-Bilder der Gruppe 6</i>	48
Abb. 23: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 7</i>	49
Abb. 24: <i>REM-Bilder der Gruppe 7</i>	50
Abb. 25: <i>REM-Bild aus der Gruppe 7</i>	50
Abb. 26: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 8</i>	51
Abb. 27: <i>REM-Bild der Gruppe 8 mit 1000 facher Vergrößerung.</i>	52
Abb. 28: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 9</i>	53
Abb. 29: <i>REM-Bilder der Gruppe 9</i>	54
Abb. 30: <i>Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms der Gruppe 10</i>	55
Abb. 31: <i>REM-Bilder der Gruppe 10</i>	56
Abb. 32: <i>Komposit-Dentin-Haftverbund-Werte der Obergruppen A und B</i>	58
Abb.33: <i>Komposit-Dentin-Haftverbund-Werte der Obergruppen C und D</i>	61

II.III Tabellenverzeichnis

Tabelle:	Seite
Tab.1: <i>Gruppeneinteilung</i>	24
Tab. 2: <i>Obergruppeneinteilung</i>	24
Tab. 3: <i>Flächengröße und Ergebnisse des Microtensile-Tests für Probe 10.2.5</i>	31
Tab. 4: <i>Deskriptive Statistik Beispiel</i>	33
Tab. 5: <i>Quantitative Auswertung der verwendeten Stäbchen</i>	36
Tab. 6: <i>Messergebnisse aller Einzelgruppen im Vergleich in Tabellenform</i>	37
Tab. 7: <i>Gruppenvergleiche mit dem Dunn-Bonferroni-Tests</i>	38
Tab. 7: <i>Gruppenvergleiche mit dem Dunn-Bonferroni-Tests – Große Version</i>	88
Tab. 8: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 1</i>	39
Tab. 9: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 2</i>	40
Tab. 10: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 3</i>	42
Tab. 11: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 4</i>	44
Tab. 12: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 5</i>	47
Tab. 13: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 6</i>	48
Tab. 14: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 7</i>	49
Tab. 15: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 8</i>	51
Tab. 16: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 9</i>	53
Tab. 17: <i>Deskriptive Statistik Gruppe 10</i>	55
Tab. 18: <i>Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests der Obergruppen A und B</i>	57
Tab. 19: <i>Statistik für Obergruppe A und B</i>	57
Tab. 20: <i>Deskriptive Statistik Obergruppe A</i>	58
Tab. 21: <i>Deskriptive Statistik Obergruppe B</i>	58
Tab. 22: <i>Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests der Obergruppen C und D</i>	60
Tab. 23: <i>Statistik für Obergruppe C und D</i>	60
Tab. 24: <i>Deskriptive Statistik Obergruppe C</i>	61
Tab. 25: <i>Deskriptive Statistik Obergruppe D</i>	61
Tab. 26: <i>Abkürzungen von Einheiten</i>	93

III.IV Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
Abb.	Abbildung
AuPd	Goldplatinschicht
E-Modul	Elastizitätsmodul
Et al.	Et alii/ et aliae = und andere
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
Max	Maximum
Min.	Minimum
µm	Micrometer
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
N	Newton
nm	Nanometer
s	Sekunden
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
U	Umdrehungen

Tab. 26: *Abkürzungen von Einheiten*

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer der Philipps-Universität Marburg waren folgende Damen und Herren Professoren und Privatdozenten:

Adamkiewicz, Arweiler, Auschill, Braun, Cordes, Feuser, Frankenberger, Gente, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Milani, Mittag, Mutters, Neff, Neumüller, Oberkircher, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Weihe und Westermann.